

Direction des bibliothèques

AVIS

Ce document a été numérisé par la Division de la gestion des documents et des archives de l'Université de Montréal.

L'auteur a autorisé l'Université de Montréal à reproduire et diffuser, en totalité ou en partie, par quelque moyen que ce soit et sur quelque support que ce soit, et exclusivement à des fins non lucratives d'enseignement et de recherche, des copies de ce mémoire ou de cette thèse.

L'auteur et les coauteurs le cas échéant conservent la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent ce document. Ni la thèse ou le mémoire, ni des extraits substantiels de ce document, ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans l'autorisation de l'auteur.

Afin de se conformer à la Loi canadienne sur la protection des renseignements personnels, quelques formulaires secondaires, coordonnées ou signatures intégrées au texte ont pu être enlevés de ce document. Bien que cela ait pu affecter la pagination, il n'y a aucun contenu manquant.

NOTICE

This document was digitized by the Records Management & Archives Division of Université de Montréal.

The author of this thesis or dissertation has granted a nonexclusive license allowing Université de Montréal to reproduce and publish the document, in part or in whole, and in any format, solely for noncommercial educational and research purposes.

The author and co-authors if applicable retain copyright ownership and moral rights in this document. Neither the whole thesis or dissertation, nor substantial extracts from it, may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms, contact information or signatures may have been removed from the document. While this may affect the document page count, it does not represent any loss of content from the document.

Université de Montréal

Évaluation de la spécificité de différents exercices d'endurance des muscles spinaux

par

Rubens Alexandre da Silva Jr

École de Réadaptation

Faculté de Médecine

Thèse présentée à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de Ph.D.
en Sciences biomédicales
option en réadaptation

Décembre 2007

© Rubens Alexandre da Silva Jr, 2007



Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Cette thèse intitulée:

Évaluation de la spécificité de différents exercices d'endurance des muscles spinaux

présentée par:

Rubens Alexandre da Silva Jr

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes:

Elaine Chapman, président-rapporteur

Bertrand Arsenault, directeur de recherche

Christian Larivière, co-directeur

Denis Gravel, membre du jury

Julie Côté, examinateur externe

Josette Noël, représentant du doyen de la FES

Résumé

Les évidences scientifiques actuelles démontrent clairement qu'un entraînement intensif des muscles spinaux permet de diminuer les symptômes de douleur et les incapacités dues aux lombalgies chroniques. Cependant, les modalités d'exercices généralement utilisées ne sont pas suffisamment spécifiques aux muscles spinaux, ce qui risque de rendre moins efficaces les interventions faites dans ce sens. Le but principal de ce projet de recherche était donc de trouver les modalités d'exercices plus spécifiques à l'entraînement des muscles spinaux pour des gens souffrant d'une lombalgie. Le projet de recherche fut divisé en trois volets pour mieux répondre à cet objectif. Cependant, seulement les résultats du volet I et II ont été présentés dans cette thèse. L'étude du volet I avait pour but de comparer la validité de critère et la fidélité test-retest des indices électromyographiques (EMG) de fatigue musculaire (ex: pentes de la fréquence médiane) calculés à partir des deux transformées d'analyses (Fourier et Ondelettes). Cette étude fut nécessaire pour bien documenter le niveau de fatigue musculaire développé lors des exercices (sélectionnés au volet II) qui seront évalués à l'étape trois du projet de recherche. En bref, 31 sujets sains ont exécuté, dans un dynamomètre (système Biodex) en position assise, des cycles de flexion-extension du tronc jusqu'à l'épuisement. La charge appliquée sur leur dos à ce moment correspondait à deux fois le moment L5-S1 généré par la masse du tronc. Afin de documenter la fidélité des indices EMG, dix de ces sujets sont revenus deux semaines plus tard pour répéter le protocole. Nos résultats ont démontré que les indices EMG de fatigue musculaire calculées avec Fourier et Ondelettes sont similaires pour l'ensemble des muscles évalués. De façon générale, les deux transformées ont quantifié la fatigue avec la même validité de critère (corrélations jusqu'à ≤ 0.68 , avec nos

deux critères de fatigue: temps à l'épuisement et perception subjective de la fatigue mesurée avec l'échelle de Borg: CR-10) et la même fidélité (coefficients de corrélation intra-classe jusqu'à ≤ 0.88). Cette similarité entre Fourier et Ondelettes pour quantifier la fatigue musculaire serait expliquée par l'effet de moyennage lors du calcul des indices EMG de fatigue. En effet, nos analyses complémentaires ont démontré que le moyennage de plusieurs estimés spectraux dans le temps a contribué à la forte association entre les indices EMG de Fourier et d'Ondelettes. Les résultats de cette étude supportent donc l'utilisation d'une analyse plus simple comme Fourier pour quantifier la fatigue musculaire au volet III de ce projet de recherche et à d'autres tâches de fatigue standardisées en situation dynamique. Le deuxième volet de ce projet de recherche avait pour but d'évaluer la spécificité de différents exercices existants pour les muscles spinaux. Onze hommes et 11 femmes ont participé à cette étude pour documenter l'effort relatif des muscles extenseurs de la hanche et des muscles spinaux lors de différents exercices sur une chaise romaine ($n = 3$ modalités) et sur un appareil de musculation ($n = 6$ modalités). En bref, l'exercice sur la chaise romaine impliquait une série de flexion-extension du tronc en position couchée (sur le ventre) avec le tronc à l'horizontale sans support, alors que l'autre type d'exercice était celui sur un appareil utilisé pour générer des efforts de flexion-extension du tronc avec une charge externe. Dans cette étude, l'emphasis a été mise sur deux pistes de solution pour augmenter la spécificité de l'exercice quant aux muscles spinaux: (1) le degré de stabilisation du bassin et (2) la position des membres inférieurs. Également, nous avons comparé l'effet du genre afin de savoir si les principaux effets investigués étaient généralisables aux deux sexes. Pour les deux types d'exercices (chaise romaine et appareil), les sujets ont exécuté cinq cycles de flexion-extension du tronc. Pour l'appareil de

musculature seulement, la charge a été déterminée à 40% de la contraction maximale volontaire des muscles spinaux. Le Taux d'Utilisation Musculaire, qui est le pourcentage de l'amplitude EMG relative à l'amplitude maximale EMG provenant de la contraction maximale, fut utilisé ici pour évaluer le niveau d'activation musculaire de chaque groupe musculaire (spinaux et extenseurs de la hanche) lors de différentes modalités d'exercices. Nos résultats ont démontré que les deux méthodes de stabilisation du bassin (partielle ou totale) ont été également efficaces pour augmenter l'activité (12% en moyenne) de tous les muscles spinaux lors des exercices sur appareil. Aussi, un changement de la position des membres inférieurs permettant d'allonger les extenseurs de la hanche a été efficace pour réduire: (1) l'activité du Biceps fémoris sur la chaise romaine avec les hanches fléchies à 40° (H40°) et (2) la contribution relative de deux extenseurs de la hanche (Fessiers et Biceps fémoris) sur l'appareil (position semi-assise). Ces résultats étaient équivalents pour les deux sexes (hommes et femmes). Ainsi, ces deux modalités d'exercices (H40° sur la chaise romaine et position semi-assise avec stabilisation arrière sur l'appareil) pourraient solliciter les muscles spinaux de manière adéquate afin de favoriser les changements physiologiques (gains en endurance). Le volet III de ce projet de recherche permettra de vérifier, en partie, cette hypothèse. Les résultats de cette étude apportent donc des retombées cliniques pour l'entraînement en endurance des muscles spinaux chez des patients lombalgiques chroniques.

Mots-clés: Électromyographie, Dynamométrie, Fourier, Ondelettes, Fatigue musculaire, Taux d'Utilisation Musculaire, Stabilisation du bassin, Position des membres inférieurs, Mal de dos, Muscles extenseurs du tronc, Exercices d'extension du dos, Spécificité

Abstract

Mounting evidence suggests that progressive resistance training involving the back muscles is successful for decreasing pain and disability among patients with Low Back Pain (LBP). However, some back extension exercises are not necessarily specific to train back muscles relative to hip extensors, which could impair a rehabilitation program in LBP subjects. The main purpose of this research project was thus to identify which exercises were most specific for back muscles in LBP subjects. The research project was divided in three parts to fulfill this aim. Only the results from parts I and II were presented in this thesis. The study conducted on the part I was to compare the electromyographic (EMG) fatigue indices (i.e. slopes of the median frequency) computed from short-time Fourier transform (STFT) and wavelet transform (WAV), by analyzing their criterion validity and test-retest reliability. This study was necessary to describe the muscle fatigue rate during the exercises (chosen in part II) assessed in part III of the research project. Briefly, 31 healthy subjects performed trunk flexion-extension cycles until exhaustion on a Biodex dynamometer. The load was determined theoretically as twice the L5-S1 moment produced by the trunk mass. To assess reliability, 10 subjects performed the same experimental protocol after a two-week interval. EMG fatigue indices (STFT vs WAV) were not significantly different within each muscle, had a moderate association (Pearson's r : ≤ 0.68) with our fatigue criteria (endurance time and perceived muscle fatigue using Borg scale: CR-10), and showed comparable reliability (Intra-class correlation coefficient: ≤ 0.88), although they varied between muscles. The equivalence between STFT and WAV might be attributable to the processing of averaging that was used to calculate the EMG fatigue indices. In fact, further analyses demonstrated that averaging these spectral estimates over

time contributed to the strong association between EMG fatigue indices computed from STFT and WAV. These results suggest that simpler analyses, such as STFT, can be sufficient to quantify muscle fatigue in the part III of this research project and in other standardized dynamic tasks. The second part of this research project was conducted to evaluate the specificity of exercises for the back muscles. Eleven men and 11 women were evaluated in this study to describe the EMG activity of the hip extensors and back muscles during different exercises on the roman chair ($n = 3$ modalities of exercises) and a back extension training machine ($n = 6$ modalities of exercises). Briefly, the roman chair was a prone back extension exercise, which the subject's upper body was unsupported in a horizontal position against the force of gravity. Another exercise was the dynamic back extension on a machine, which the subject's generated a force in flexion and in extension against an external load. In this study, the two possible solutions to increase the specificity of exercise for back muscles were tested: (1) the level of pelvic stabilization and (2) lower-limb configuration. Further, we compared the sex across these exercises. For both the exercises (Roman chair and machine), the subjects performed five trunk flexion-extension cycles. For exercise machine only, the load was determined as 40% of the maximal voluntary contraction of back muscles. The Muscular Utilization Ratio, namely the percentage of EMG amplitude relative to the maximal EMG obtained from maximal contraction, was used to assess the level of muscular activation of each muscle group (back and hip extensors) across the different exercises. This study showed that two pelvic stabilization methods (partially or totally) were efficient to increase the activity of all back muscles (average of 12%) during back extension exercise on a machine. Also, lengthening hip extensors by changing the lower-limb configuration was efficient to reduce: (1) the

activity of the Biceps femoris on the Roman chair with the hips at an angle of 40° relative to the horizontal (H 40°) and (2) the relative contribution of two hip extensors (Gluteus and Biceps femoris) on a machine (semi-sitting position). These results were further generalized to two genders. Thus, these two modalities of exercises (H 40° on the Roman chair and semi-sitting position with partial pelvic stabilization on the machine) would be more specific to train the back muscles so that to induce more physiological adaptations (endurance gains). Part III of this research project will allow to verify, partially, this hypothesis. Thus, the results of this study have clinical implications for the training of low back muscle endurance in patients with LBP.

Keywords: Electromyography, Dynamometry, Fourier, Wavelets, Muscle fatigue, Muscular Utilisation ratio, Pelvic stabilization, Lower-limb configuration, Low Back Pain, Trunk extensors, Extension back exercises, Specificity

Table des matières

Résumé.....	iii
Abstract	vi
Table des matières.....	ix
Liste des tableaux.....	xiii
Liste des figures	xiv
Liste des abréviations	xvi
Remerciements	xix
Introduction.....	1
CHAPITRE 1: Revue de la littérature.....	9
1.1 Problématique de santé – les lombalgies	9
1.2 Mécanismes de blessures lombaires.....	11
1.3 Les muscles spinaux.....	12
1.3.1 Composition des fibres musculaires du dos	14
1.3.2 Composition en fibres musculaires en fonction de la région du dos, du genre et de la lombalgie	15
1.4 Les muscles de la région pelvienne.....	16
1.5 L'importance de l'exercice physique	18
1.5.1 Description des exercices	19
1.5.2 Exercices pour développer l'endurance des muscles spinaux.....	20
1.5.2.1 Exercices d'extension du tronc en position couchée (réalisés sur chaise romaine)	21
1.5.2.2 Exercices d'extension du tronc sur appareil.....	23
1.5.3 Problématique de recherche	24
1.5.3.1 Première piste de solution (stabilisation du bassin)	27
1.5.3.2 Deuxième piste de solution (position des membres inférieurs)	30
1.5.3.3 Nouvelle perspective de recherche.....	32
1.6 Évaluation de la fonction musculaire.....	36
1.6.1 Généralités sur la dynamométrie.....	36
1.6.2 Généralités sur l'EMG	37

1.6.3 Évaluation de l'activation musculaire	38
1.6.4 Taux d'Utilisation Musculaire (TUM).....	40
1.6.5 Évaluation de la fatigue musculaire	44
1.6.5.1 Critères de fatigue	45
1.6.5.2 Méthodes d'analyse fréquentielle des signaux EMG.....	47
1.6.5.3 Transformées de Fourier	49
1.6.5.4 Transformées par Ondelettes	51
1.6.5.5 Fourier versus Ondelettes (Fatigue musculaire)	54
CHAPITRE 2: Objectifs et hypothèses de recherche	57
2.1 Mise en contexte du projet de recherche.....	57
2.2 Objectifs concernant le volet I du présent projet de recherche	58
2.2.1 Hypothèses associées au volet I	58
2.3 Objectifs concernant le volet II du présent projet de recherche.....	59
2.3.1 Hypothèses associées au volet II.....	59
CHAPITRE 3: Méthodologie.....	60
3.1 Méthodologie concernant les deux volets (I et II)	60
3.2 Premier volet: <i>Évaluation de la fatigue (Fourier versus Ondelettes)</i>	61
3.3 Deuxième volet: <i>Évaluation des modalités d'exercices (chaise romaine et appareil)</i>	63
CHAPITRE 4: Résultats (Article 1).....	69
4.1 Étude concernant le volet I:.....	69
The comparison of wavelet- and Fourier-based electromyographic indices of back muscle fatigue during dynamic contractions: validity and reliability results.....	69
Abstract	71
Introduction	73
Methods.....	77
Results	85
Discussion	89
Conclusion	93
Acknowledgements.....	93
References	94

CHAPITRE 5: Résultats (Article 2).....	107
5.1 Étude concernant le volet II	107
Effect of pelvic stabilization and hip position on trunk extensor activity during back extension exercises on a Roman Chair.....	107
Abstract	109
Introduction	111
Methods.....	115
Results	123
Discussion	125
Conclusion	131
Acknowledgements	131
References	132
CHAPITRE 6: Résultats (Article 3).....	142
6.1 Étude concernant le volet II	142
Impact of pelvic stabilization and lower-limb position during back extension exercise ...	142
Abstract	144
Introduction	146
Methods.....	150
Results	158
Discussion	160
Conclusion	166
Acknowledgements	166
References	167
CHAPITRE 7: Discussion générale	177
7.1 Rappel des principaux objectifs de recherche	177
7.2 Sommaire et interprétation des principaux résultats	178
7.2.1 Premier volet: <i>Évaluation de la fatigue (Fourier versus Ondelettes)</i>	178
7.2.2 Deuxième volet: <i>Évaluation des modalités d'exercices (chaise romaine et appareil)</i>	181
7.3 Forces des études.....	185
7.4 Limites des présents travaux	189

7.5 Généralisation des présents résultats chez une population de patients lombalgiques chroniques	190
7.6 Retombées cliniques et avenues de recherche	192
7.6.1 Retombées cliniques et autres considérations	192
7.6.2 Avenues de recherche	195
CHAPITRE 8: Conclusion.....	197
Bibliographie.....	198
ANNEXE A: Formulaire de consentement	xxii
ANNEXE B: Certificat d'éthique	xxiii
ANNEXE C: Informations complémentaires méthodes	xxiv
ANNEXE D: Déclaration des coauteurs	xxv
ANNEXE E: Preuves de soumission des articles	xxvi

Liste des tableaux

Tableau 3.1. Résumé de la première séance au laboratoire	67
Tableau 3.2. Résumé de la deuxième séance au laboratoire	68
Tableaux concernant l'article #1	98
Table 4.1. Characteristics of subjects.....	98
Table 4.2. List of abbreviations used to identify the various variables and muscles.....	99
Table 4.3. ANOVAs results for the EMG fatigue indices and for all muscle group	100
Table 4.4. Validity and Reliability results of global EMG fatigue indices for each muscle evaluated	101
Table 4.5. Validity and Reliability results of local EMG fatigue indices per frequency bands (3 and 9) computed from STFT and WAV for each muscle evaluated	102
Tableaux concernant l'article 2.....	136
Table 5.1. Characteristics of subjects.....	136
Table 5.2. Muscular Utilisation Ratio (MUR) values of the back and hip extensor muscles. ANOVAs results for both genders and experimental conditions.....	137
Tableaux concernant l'article 3.....	171
Table 6.1. Characteristics of subjects.....	171
Table 6.2. ANOVA results (main effects) for back strength (MVC) and range of motion (ROM).....	172
Table 6.3. Muscular Utilisation Ratio (MUR) values of the back and hip extensor muscles.	173
ANOVA results (main effects for both genders, positions and experimental pelvic conditions	173

Liste des figures

Figure 1.1. Exercices pour les muscles spinaux faits au sol.	20
Figure 1.2. Exercice sur la chaise Romaine	22
Figure 1.3. Exercices sur l'appareil de musculation	23
Figure 1.4. Diagramme du corps libre lors de l'exercice sur la chaise romaine	25
Figure 1.5. Modalités d'exercices sur la chaise romaine	34
Figure 1.6. Modalités d'exercice sur l'appareil	35
Figure 1.7. Positions des segments pour le calcul du TUM.....	43
Figure 1.8. Calcul de la fréquence médiane (FM) du spectre de puissance.....	49
Figure 1.9. Analyses de Fourier	50
Figure 1.10. Analyses par Ondelettes	52
Figure 1.11. Analyses par bandes de fréquences	53
Figure 1.12. Effet du moyennage.....	56
Figure 3.1. Mesure d'angle provenant de l'inclinomètre à T12.....	66
 Figures concernant l'article #1	 103
Figure 4.1. Biodex dynamometer.....	103
Figure 4.2. Time series of estimates.....	104
Figure 4.3. Time series of the power of two specific frequency bands	105
Figure 4.4. Effect of the two-step averaging procedure.....	106
 Figures concernant l'article #2.....	 138
Figure 5.1. Roman chair conditions (left pictures) and corresponding maximal voluntary reference contractions (middle and right pictures) used to normalize the EMG signals.	138
Figure 5.2. Dynamic Muscular Utilization Ratio (MUR_{DYN}) values of the lower back, gluteus and biceps femoris during the three Roman chair conditions	139
Figure 5.3. Trunk range of motion during each Roman chair condition	140
Figure 5.4. Effect of gender on the MUR_{DYN} of biceps femoris for the three RC conditions	141

Figures concernant l'article 3.....	174
Figure 6.1. Experimental conditions tested in the back extension machine (Biodex dynamometer System).....	174
Figure 6.2. Illustration of the two main body configurations (left pictures) and the corresponding maximal voluntary reference contractions (middle and right pictures) used to normalize the EMG signals.	175
Figure 6.3. Muscular Utilization Ratio (MUR) values corresponding to selected muscle groups during the six experimental conditions.	176

Liste des abréviations

ANCOVA	Co Variances Analyses
ANOVA	Variance Analyses
BMI	Body Mass Index
BORG CR-10 scale	Rate of perceived muscle fatigue. Subjective criterion of fatigue (“Échelle de Borg – mesure de perception subjective de la fatigue”)
BORG _{slp}	Borg ratings divided by T _{end} to correct for the time
CMV	Contraction Maximale Volontaire
CRIR	Centre for interdisciplinary research in rehabilitation of greater Montreal (“Centre de Recherche Interdisciplinaire en Réadaptation de Montréal”)
DYN	Dynamic
EMG	Electromyographic / Electromyography (“électromyographie”)
FM	Fréquence Médiane
FMI	Fréquence Médiane Instantanée
GM	Gluteus Maximus
H40°	Hip muscles at an angle of 40° relative to the horizontal (“angle de flexion de 40° de la hanche dans la Chaise romaine”)
Hz	Hertz
Hz/s	Hertz par seconde
I ₀	Longueur de repos
IL-L3	Iliocostalis Lumborum recorded at L3 level
IMF	Instantaneous Median Frequency of the EMG power spectrum
IMF _{slp}	Gradient (slope of time-series) of the Instantaneous Median Frequency
LBP	Low Back Pain
LO-L1	Longissimus recorded at L1 level
LO-T10	Longissimus recorded at T10 level
M	Men
MF	Median Frequency
MF _{slp}	Gradient (slope of time-series) of the Median Frequency
MUR	Muscular Utilization Ratio
MUR _{DYN}	Muscular Utilization Ratio computed from concentric portion in extension
MUR _{STA}	Muscular Utilization Ratio computed from static portion in extension
MU-L4	Multifidus recorded at L4 level
MVC	Maximal Voluntary Contraction
MVC _{BACK}	Maximal Voluntary Contraction from Back muscles
MVC _{H0°}	Maximal Voluntary Contraction from Hip extensors (hip in neutral)

MVC_{H40°	Maximal Voluntary Contraction from Hip extensors (hip at 40°)
MVC_{H90°	Maximal Voluntary Contraction from Hip extensors (hip at 90°)
MVC_{HK135°	Maximal Voluntary Contraction from Hip extensors (hip at 90° and knee at 135°)
M_{trunk}	Load level of isotonic endurance test defined theoretically as twice the L5-S1 moment (M_{trunk}) created by the trunk mass
NMF_{slp}	Gradient (slope of time-series) of the Median Frequency, normalized to intercept
Nm	Newton meter
$NIMF_{slp}$	Gradient (slope of time-series) Instantaneous Media Frequency, normalized to intercept
$NSTFTBi_{slp}$	Gradient (slope of time-series) of the power contained in the frequency bands ($i = 3$ to 10), normalized to intercept from STFT
$NWAVBi_{slp}$	Gradient (slope of time-series) of the power contained in the frequency bands ($i = 3$ to 10), normalized to intercept from WAV
OND	Ondelettes
PPR	Pelvis Partially Restrained
PR	Pelvis Restrained
PTR	Pelvis Totally Restrained
PUR	Pelvis Unrestrained
RC	Roman Chair
REPAR	Réseau Provincial de recherche en adaptation-réadaptation
ROM	Range of Motion
$ROM_{DYN} (^\circ)$	Lumbar or trunk range of motion during dynamic cycles
ROM_s	Lumbar or trunk range of motion from sitting position
ROM_{st}	Lumbar or trunk range of motion from standing position
SD	Standard Deviation
SP	Seated Position
SSP	Semi-Sitting Position
STFT	Short-Time Fourier Transform
$STFTBi$	Amplitude intensity of the EMG power spectrum contained in the frequency bands ($B =$ band and $i =$ band number) from STFT
$STFTBi_{slp}$	Gradient (slope of time-series) of the power contained in the frequency bands ($i = 3$ to 10) from STFT
$T_{end} (min)$	Endurance time (time to exhaustion). Mechanical criterion of fatigue
TRF	Transformées rapide de Fourier
TUM	Taux d'Utilisation Musculaire
UM	Unité Motrice
W	Women
WAV	Wavelet
$WAVBi$	Wavelet ($B =$ band and $i =$ band number)
$WAVBi_{slp}$	Gradient (slope of time-series) of the power contained in the frequency bands ($i = 3$ to 10) from WAV

*Je dédie ce mémoire à celui qui me donne la
vie: mon bon Dieu. Également à mes parents:*

*Rubens da Silva et Anice Calixto; mes
frères: Valéria et Alexandre Calixto et
surtout à ma famille: Carolina Martins (mon
épouse) et Gabriel M artins da Silva (le fruit
de notre amour qui est né à Montréal-Québec
le 23 juin 2006).*

Remerciements

L'accomplissement de mes travaux de recherche et de ce mémoire n'aurait pu être possible sans les nombreuses collaborations qui ont pris place durant ce projet de recherche. Je tiens donc à remercier sincèrement plusieurs personnes qui me sont chères et qui m'ont soutenu tout au long de ces années.

En tout premier lieu, je tiens à offrir mes remerciements les plus cordiaux à mes directeurs de recherche, Dr. Bertrand Arsenault et Dr. Christian Larivière. Deux hommes, selon moi, remarquables au niveau de la recherche. Tout d'abord, Dr. Arsenault, mon directeur de recherche, m'a accepté comme étudiant lorsque je suis arrivé pour la première fois au Canada (Montréal, Québec) pour mes études de maîtrise en 2001. Je l'ai trouvé très courageux à l'époque car je ne maîtrisais pas la langue française. J'ai beaucoup de reconnaissance en vers lui car il a crut, depuis le départ, en mon travail, ma capacité et ma motivation pour arriver jusqu'à compléter mes études doctorales avec lui. Je remercie donc Dr. Arsenault pour son excellence supervision sur le plan scientifique depuis mes études de maîtrise jusqu'à l'obtention du grade de PhD. Je tiens aussi à souligner son apport en toutes les demandes des bourses de recherche pour mes études doctorales. Je remercie également Dr. Larivière, co-directeur, spécialement pour la création de ce projet. Dr. Larivière, selon moi, a un don pour développer des projets de recherche touchant son domaine d'expertise (biomécanique, électromyographie, fatigue musculaire, kinésiologie, lombalgies, dynamométrie, cinématique, exercices). D'ailleurs, sa vision et sa compréhension sur la problématique du mal de dos lui confèrent un esprit critique et analytique comme peu de gens peuvent en bénéficier dans ce domaine. De plus, il est d'une gentillesse remarquable et

il prend plaisir à répondre et à débattre sur les opinions et les questionnements de chacun. Son caractère objectif fait en sorte qu'il ne rejette pas les critiques à l'égard de ses idéologies; il les discute plutôt au mieux de sa connaissance ce qui selon moi, est l'une des marques les plus évidentes de son ouverture d'esprit et de sa sagesse. Il m'a également soutenu financièrement durant une partie de ce projet comme assistant de recherche, ce qui m'a permis de profiter du temps dont je disposais pour le consacrer principalement à mes travaux de recherche. Dr Larivière, je te remercie donc pour toutes ces années de travail ensemble.

Je souligne aussi la contribution du Dr. Sylvie Nadeau pour ses commentaires critiques et constructifs concernant chaque étude faisant parti de ce projet de recherche. Également, je souligne la contribution du Dr. André Plamondon sur l'ensemble du projet. De plus, je tiens remercier tout le personnel du Centre de recherche de l'Institut de réadaptation tel que Michel Goyette, Daniel Marinneau, André Dumoulin qui, de près ou de loin, a contribué à faciliter mes divers travaux. D'autres collègues de travail ont assisté dans mon projet. Je pense à Flavia Dell'Oso qui a assisté dans toutes les collectes des données. Les ingénieurs et aussi agents de recherche pour ce projet, David McFadden (programmeur qui a développé les analyses par Ondelettes) et Jean François Pilon (programmeur qui a beaucoup aidé lors des analyses et collectes de données au volet II). Les autres étudiants, boursiers (Luis Fernando Requião, Eros de Oliveira, Sibeles Melo, Joseph-Omer Dyer, Stella Michaelson, Sheila Schneiberg, Liziane Burtet, Nathaly Gaudreault, Dany Gagnon, Marie-Hélène Milot, Luís Alberto Knault, Fabiana Antunes, Mélanie Morin) et chercheurs (Daniel Bourbonnais, Robert Forget, Denis Gravel) que j'ai eu la chance de côtoyer à

l'Institut de Réadaptation de Montréal. À ces gens, je fais part de ma gratitude et de mes vœux les plus sincères.

Je tiens évidemment à remercier l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité au travail (IRSST) pour leur support financière à moi (une bourse de recherche de trois ans pour l'accomplissement des études au PhD) et à ce projet de recherche (un fonds de recherche #099-330). Je remercie également au Centre de Recherche Interdisciplinaire en Réadaptation de Montréal (CRIR) et au Réseau Provincial de recherche en adaptation-réadaptation (REPAR) pour l'aide financière pour de participations à des congrès internationaux. Je tiens aussi à remercier à la Faculté des études supérieures (FES) et à l'École de réadaptation pour les bourses de dépannage.

Finalement, je ne peux passer sous silence l'incroyable soutien moral, physique et même technique que ma tendre moitié Carolina Martins a su m'offrir durant tout ce temps. Je prends donc l'occasion qui m'est offerte pour lui faire savoir à quel point sa présence et son aide et son amour n'ont pas eu d'égal à mon égard. Un merci très particulier lui est donc adressé pour sa compréhension et sa dévotion. Mon enfant, Gabriel, pour sa patience même en ne sachant pas tout le travail accompli pour son papa. Ma famille et mes amis proches ont aussi été des personnes ayant favorisé mon développement et mes réussites, ce que je tiens à souligner.

Introduction

En 1862, l'égyptologue Edwin Smith achetait à Louxor, en Haute Égypte, un curieux papyrus remontant à 1500 ans avant Jésus-Christ. On allait découvrir qu'il s'agissait en fait d'un traité de médecine considéré encore aujourd'hui comme le plus ancien écrit chirurgical existant. Le papyrus d'Edwin Smith décrit 48 histoires de cas en termes très précis. La dernière a trait à un mal de dos aigu. C'est à dire que ce problème de santé, qu'on associe de nos jours au travail, frappait déjà les Égyptiens il y a des millénaires. Cette situation fait l'objet de recherches de plus en plus nombreuses qui, si elles n'ont pas encore révélé toutes les causes du mal de dos et de ses conséquences, ont cependant permis de mieux comprendre le problème et d'en améliorer le traitement.

La lombalgie demeure le plus souvent un symptôme parmi d'autres dans le cadre d'une pathologie lombaire connue. La cause anatomique ou fonctionnelle de la lombalgie est souvent difficile à préciser et peut s'avérer multifactorielle. Les pathologies lombaires représentent communément dans les pays industrialisés un des problèmes de santé les plus courants (Hérisson & Revel, 1999). En effet, les lombalgies sont une des premières causes d'absentéisme au travail pouvant résulter en de lourds problèmes d'exclusion sociale (Hérisson et coll. 1999; Nachemson & Jonsson, 2000). La lombalgie afflige 70% des individus au cours de leur vie, est la cause la plus commune d'incapacités au travail chez les jeunes adultes de moins que 45 ans et est la quatrième plus commune entre 45 et 64 ans (Andersson, 1991; Nachemson et coll. 2000). Aux États-Unis, on estime le coût annuel total des maux de dos à plus de 100 milliards de dollars américains. Chez les travailleurs américains, environ 80% des dépenses sont imputables aux maux de dos les plus sévères qui nécessitent une absence du travail de six mois et plus, c'est-à-dire environ 10% de tous

les cas (Nachemson et coll. 2000). Au Québec (Canada), les coûts associés sont aussi très élevés. L'ensemble des travailleurs ayant nécessité un programme individualisé de réadaptation (PIR), qui ne représentent que 4% de l'ensemble des dossiers de lésions professionnelles, ont généré plus de 599 M\$ de frais entre 1999 et 2001, soit 38% des dépenses totales (statistiques CSST). Ces statistiques reflètent bien l'impact économique des lombalgies sur nos sociétés.

Les évidences scientifiques actuelles démontrent que des facteurs de risque occupationnels, psycho-sociaux et physiques expliqueraient le développement et les rechutes des lombalgies ainsi que l'incapacité à long terme (Adams, Bogduk, Burton, & Dolan, 2002; Adams, Mannion, & Dolan, 1999; Nachemson et coll. 2000). Toutefois, les seuls facteurs qui prédisent significativement de futures lombalgies seraient les facteurs physiques et psycho-sociaux (Adams et coll. 1999). En ce qui concerne les facteurs physiques, la diminution de la force et de la mobilité lombaire, la fatigue des muscles spinaux ainsi que les caractéristiques anthropométriques des individus pourraient être associés aux lombalgies (Adams et coll. 2002; Adams et coll. 1999). Parmi ces facteurs, la pauvre endurance des muscles spinaux serait la plus associée à l'occurrence d'une première épisode de lombalgie (Adams et coll. 1999; Biering-Sorensen, 1984; Luoto, Heliovaara, Hurri, & Alaranta, 1995) et l'incapacité à long terme (« back-related disability »), lorsqu'elle est évaluée après 4 semaines de lésion au dos (Enthoven, Skargren, Kjellman, & Öberg, 2003). D'ailleurs, plusieurs études rétrospectives ont démontré que la diminution de l'endurance musculaire caractérise mieux les sujets lombalgiques que la diminution de la force (Holmstrom, Moritz, & Andersson, 1992; Hultman, Nordin, Saraste, & Ohlsen, 1993; Keller, Hellesnes, & Brox, 2001; Nicolaisen & Jorgensen, 1985). Le concept de

déconditionnement du patient lombalgique suite à la diminution des activités physiques et fonctionnelles pourrait expliquer cette grande fatiguabilité des muscles spinaux.

En ce qui concerne les facteurs psycho-sociaux, les pensées catastrophiques (« *catastrophization* »), la détresse psychologique et dépression, les peurs et croyances, les comportements cognitifs associées à la douleur, l'anxiété et le stress pourraient aussi prédisposer certaines personnes à des lombalgies chroniques et même prédire le développement de ces dernières (Ferguson & Marras, 1997; Nachemson et coll. 2000). En effet, il est démontré que la détresse psychologique est un prédicteur d'un premier épisode de lombalgie (Adams et coll. 1999). D'ailleurs, un modèle théorique portant sur le phénomène de la peur du mouvement (« *fear avoidance model* » ou modèle de peur-évitement) gagne en crédibilité pour mieux comprendre les mécanismes qui entrent en jeu dans le développement des incapacités (Vlaeyen & Linton, 2000). En bref, ce modèle expose deux comportements opposés face à la douleur, soit la confrontation et l'évitement, ce dernier menant à un cercle vicieux. Dans ce modèle, les patients lombalgiques perçoivent leur douleur comme une menace et développent des pensées catastrophiques (convictions ou fausses croyances), ce qui par conséquent amène une peur de générer de la douleur (ou la peur du mouvement). Graduellement, ce phénomène de peur-évitement pourrait mener au déconditionnement physique (diminution de la force et/ou endurance) et à la détresse psychologique et donc à l'incapacité prolongée.

Les évidences scientifiques actuelles démontrent clairement l'importance de l'exercice physique pour intervenir efficacement auprès des patients lombalgiques chroniques. Il a été montré que l'exercice physique est efficace pour diminuer les symptômes de douleur et les incapacités dues aux lombalgies chroniques (van Tulder,

Malmivaara, Esmail, & Koes, 2000). D'ailleurs, une récente étude (Smeets, Vlaeyen, Kester, & Knottnerus, 2006a) a montré que l'exercice physique contribue à réduire les pensées catastrophiques (« *catastrophization* ») liés à la douleur ainsi que la dépression chez des sujets lombalgiques chroniques. Bien que l'efficacité de certains type d'exercices par rapport à d'autres n'est pas bien connue, les exercices actifs avec un dosage plus important donnent de meilleurs résultats cliniques comme suggèrent différentes revues de la littérature (Hayden, van Tulder, & Tomlinson, 2005; Vuori, 2001). En fait, les essais cliniques incorporant un entraînement intensif des muscles du dos (> 4 semaines) donnent tous des résultats positifs sur la douleur lombaire (Manniche, Lundberg, Christensen, Bentzen, & Hesselsoe, 1991; Manniche et coll. 1993; Moffroid, Haugh, Haig, Henry, & Pope, 1993). Ces programmes de réadaptation ont tous un point en commun, soit d'inclure des exercices pour accroître la force et/ou l'endurance des muscles du dos, deux qualités musculaires typiquement affectées chez les sujets lombalgiques chroniques (McNeil, Warwick, Andersson, & Schultz, 1980; Roy, De Luca, & Casavant, 1989). Cependant, il n'est pas clair si les bénéfices cliniques qui suivent un programme d'exercice sont attribuables à la mise en chargement des muscles (programmes de renforcement musculaire) ou tout simplement à la répétition du mouvement (Slade & Keating, 2006).

Différents exercices d'extension du tronc sont souvent utilisés en milieu de réadaptation ou en salle d'entraînement pour entraîner l'endurance des muscles spinaux. Il s'agit des exercices d'extension du tronc en position couchée, exécutés dans une chaise romaine où le tronc et les membres supérieurs servent de charge (Demoulin, Vanderthommen, Duysens, & Crielaard, 2006) et des exercices sur appareil de musculation avec charge externe (Graves et coll. 1994). Cependant, il est démontré que ces deux types

d'exercices mettent à contribution les muscles extenseurs de la hanche et que ce groupe musculaire se fatigue plus rapidement que les muscles spinaux (Clark, Manini, & Ploutz-Snyder, 2003a; Kankaanpaa, Taimela, Laaksonen, Hanninen, & Airaksinen, 1998a), ce qui limiterait donc la durée de l'exercice et empêcherait un entraînement spécifique des muscles spinaux.

Quelques pistes de solution sont suggérées par certaines études pour résoudre ce problème de spécificité lié à ces deux types d'exercices. Tout d'abord, la stabilisation au niveau du bassin (une première solution) pourrait aider à diminuer la contribution des muscles extenseurs de la hanche et ainsi à mieux isoler les muscles spinaux durant l'exercice (Graves et coll. 1994; Smidt et coll. 1983). En effet, deux études ont démontré que la stabilisation du bassin est efficace pour augmenter l'activation des muscles spinaux (San Juan et coll. 2005) et leur renforcement (Graves et coll. 1994). Une deuxième solution consisterait à changer la position des membres inférieurs (en changeant leur angle relatif par rapport au tronc). En effet, un groupe de recherche (Dederling, Németh, & Harms-Ringdahl, 1999; Dederling, Hjelmsäter, Elfving, Harms-Ringdahl, & Németh, 2000) a proposé un exercice sur Chaise romaine modifié qui consiste à positionner le sujet de manière à induire un angle de flexion de 40° de la hanche. Cette position favoriserait un avantage mécanique des extenseurs de la hanche (> levier musculaire (Nemeth & Ohlsen, 1985) et plus allongé) et par conséquent une réduction de leur contribution relative lors de l'exercice.

Malgré les études sur le sujet (Graves et coll. 1992; San Juan et coll. 2005; Udermann et coll. 1999; Walsworth, 2004), aucune étude n'a démontré jusqu'à maintenant quelle solution (stabilisation du bassin et changement de position des membres inférieurs)

est plus efficace que l'autre en ce qui concerne la spécificité de l'exercice quant aux muscles spinaux. Il est possible aussi qu'une combinaison de ces deux approches puisse être efficace pour favoriser l'activation des muscles spinaux par rapport aux extenseurs de la hanche. Encore là, aucune investigation regroupant les deux approches n'a pas été effectuée. Cela s'avère donc être un sujet d'intérêt et constituera un des volets du présent projet de recherche. En effet, nous sommes intéressés à investiguer les différentes modalités d'exercices existantes sur le marché pour la chaise romaine et/ou l'appareil de musculation et permettant la comparaison de ces différentes approches pour déterminer l'exercice le plus spécifique aux muscles spinaux.

L'électromyographie (EMG) de surface peut être un outil très efficace pour évaluer le niveau de spécificité des exercices. Cette mesure physiologique est capable de quantifier l'effort relatif des groupes musculaires lors d'une tâche donnée et permettre ainsi la comparaison entre les individus, les groupes musculaires et les tâches expérimentales (Mathiassen, Winkel, & Hagg, 1995). Toutefois, avant d'évaluer le niveau de contribution de chaque groupe musculaire (spinaux et extenseurs de la hanche) lors des exercices (chaise romaine et appareil), il faudra s'assurer de développer des outils d'évaluation de la fatigue des muscles spinaux. Cela constituera le premier volet (volet I) du présent projet de recherche. Ce volet est nécessaire pour bien objectiver les effets d'un programme d'entraînement en endurance ou, dans le cas qui nous intéresse plus spécifiquement ici, à documenter le niveau de fatigue musculaire développé lors de différentes modalités d'exercices à l'étape trois du projet de recherche.

La fatigue musculaire est souvent évaluée avec l'EMG de surface lors de contractions musculaires statiques (sans mouvement) à un niveau d'intensité donné, ceci

afin de contrôler certaines variables (changement de force et longueur musculaire) qui affectent la stationnarité des signaux EMG, c'est-à-dire des signaux dont les propriétés ne changent pas avec le temps (Bonato, 1996). Dans le contexte de la présente thèse, il serait préférable de quantifier la fatigue musculaire lors de contractions dynamiques car la plupart des exercices impliquent ce type de contractions. Quelques études ont démontré qu'il est possible de détecter la fatigue musculaire en condition dynamique avec les méthodes conventionnelles d'analyse fréquentielle du signal EMG tels que les transformées de Fourier (Kankaanpää, Taimela, Webber, Airaksinen, & Hanninen, 1997a; Lee et coll. 1996). Cependant, ces méthodes ne garantissent pas que le phénomène observé soit purement physiologique et que certaines variations ne sont pas dues à la non-stationnarité du signal EMG. Afin d'éviter ce problème, une technique d'analyse du contenu spectral du signal EMG, les transformées par Ondelettes, est de plus en plus utilisée pour composer avec des signaux non stationnaires (Samar, Bopardikar, Rao, & Swartz, 1999). Bien que les deux approches d'analyses (Fourier et Ondelettes) ont été démontrées valides pour évaluer la fatigue des muscles spinaux (Sparto, Parnianpour, Barria, & Jagadeesh, 1999), aucune comparaison n'a été faite en considérant des indices EMG de fatigue comparables. De plus, la fidélité test-retest n'a jamais été évaluée pour comparer ces deux techniques d'analyses. Le volet I du présent projet de recherche permettra donc de combler cette lacune.

Les travaux de recherche exposés dans cette thèse font donc partie d'un projet de recherche composé de trois volets qui s'est déroulé dans le contexte de la programmation de recherche de l'Institut Robert-Sauvé en Santé et Sécurité du Travail (IRSST). Dans la présente thèse de doctorat, seulement les résultats investigués dans les volets I et II seront présentés. Il est important de souligner que les volets I et II du présent projet de recherche

ont été réalisés avec une population de sujets asymptomatiques afin de bien s'assurer de la validité de nos résultats. Le troisième volet du projet de recherche permettra d'évaluer si la meilleure modalité d'exercice sur la chaise romaine et l'appareil (sélectionnées au volet II) permettent un bon entraînement en endurance des muscles spinaux chez les sujets lombalgiques chroniques. À ce moment, la comparaison entre les sujets symptomatiques (lombalgiques chroniques) et asymptomatiques sera réalisée (volet III).

En bref, l'objectif du volet I de la présente thèse sera de comparer la validité de critère et la fidélité test-retest des indices EMG de fatigue musculaire calculés à partir des deux techniques d'analyses (Fourier et Ondelettes). Ce volet de l'étude permettra donc de déterminer la meilleure approche d'analyses à utiliser dans le volet III du présent projet de recherche. Le volet II permettra d'évaluer avec l'EMG de surface l'effort relatif des muscles extenseurs de la hanche et des muscles spinaux lors de différentes modalités de l'exercice sur la chaise romaine ($n = 3$) et l'appareil de musculation ($n = 6$) et ceci chez des hommes et femmes en bonne santé. Ces modalités d'exercices se différencient en ce qui a trait à la stabilisation du bassin et la position des membres inférieurs. Ce volet permettra donc de déterminer quels exercices permettent le mieux de réduire la contribution des muscles extenseurs de la hanche (Fessiers et Ischio-jambiers) et augmenter la contribution des muscles spinaux. Dans le contexte de l'étude, il est important de connaître l'exercice le plus spécifique aux muscles spinaux et donc le plus pertinent du point de vue clinique pour des sujets présentant une lombalgie chronique.

CHAPITRE 1: Revue de la littérature

La revue de la littérature correspondant à cette thèse couvrira les thématiques propres aux volets I et II du projet de recherche. Tout d'abord un survol sur la problématique de santé des lombalgies sera fait, incluant une hypothèse sur les mécanismes de blessures lombaires et une description des caractéristiques des muscles spinaux et des muscles de la région pelvienne. En deuxième, nous allons traiter de l'importance et de la description des exercices en endurance des muscles spinaux qui sont actuellement utilisés en clinique ou salle de musculation. Également, nous allons traiter de la problématique de recherche quant à la spécificité de ces exercices, des pistes de solution pour ce problème de spécificité et donc d'une nouvelle recherche pour mieux intervenir dans la réadaptation des patients lombalgiques. Finalement, l'évaluation de la fonction musculaire par de la dynamométrie (force) et de l'électromyographie (EMG) de surface (activation et fatigue musculaire) sera abordée.

1.1 Problématique de santé – les lombalgies

La lombalgie est en général caractérisée par une douleur lombaire ou lombosacrée avec ou sans composante neurologique (ex: irradiation aux extrémités inférieures). Dans les pays industrialisés, les lombalgies représentent communément une des premières causes d'incapacités et d'absentéisme au travail (Waddell, Burton, & Main, 2003). En effet, 70% des cas des incapacités liés au travail sont associés aux lombalgies chroniques (Nachemson, 1999). La classification des symptômes en lombalgies aiguës, subaiguës et chroniques se base sur une approche épidémiologique et socio-économique reliée à l'absence au travail

(Frank et coll. 1996). Heureusement, la grande majorité des cas (70%) se règlent spontanément durant la phase aiguë, soit dans les 3-4 semaines suivant les premiers symptômes (Frank et coll. 1996), bien que les récurrences soient fréquentes dans l'année qui suit. Vingt pourcent additionnels des cas se régleront durant la phase subaiguë (entre 4 à 12 semaines). Malheureusement, une minorité de cas, soit environ 10% d'entre eux, atteindront la chronicité se définissant par plus de 12 semaines d'absence de travail. Cette minorité auront un taux de retour au travail presque nul dans l'année qui suit et engendreront la plus grande proportion des coûts. Ces données épidémiologiques et économiques démontrent que la phase subaiguë est la période optimale pour l'intervention pour des raisons d'efficacité de l'intervention et de coûts, ce qui reflète d'ailleurs les recommandations en vigueur (Frank et coll. 1996; Loisel et coll. 2001; Waddell et coll. 2003). En effet, le temps est un élément fondamental dans le développement de la douleur persistante et l'incapacité. Autrement dit, plus le temps passe, plus les facteurs de risque psycho-sociaux prennent de l'importance (Ferguson & Marras, 1997) et conséquemment plus les probabilités de retour au travail s'amincissent.

Tel que déjà mentionné, les facteurs de risque psycho-sociaux et physiques seraient les plus associés aux lombalgies (Adams et coll. 2002; Adams et coll. 1999; Nachemson et coll. 2000). Dans la présente thèse, seulement un des facteurs physiques (fatigue musculaire) sera étudié car une pauvre endurance des muscles spinaux est un prédicteur d'un premier épisode de lombalgie et de l'incapacité à long-terme (Biering-Sorensen, 1984; Enthoven et coll. 2003). Les évidences suggèrent d'ailleurs que l'endurance des muscles spinaux a un effet protecteur par rapport à l'apparition d'une première lombalgie ou de l'incapacité. En effet, plusieurs experts (Jorgensen, 1997; McGill, 1998; Moffroid, Haugh,

Haig, Henry, & Pope, 1993) proposent maintenant un entraînement des muscles dorso-lombaires orienté vers le développement de l'endurance musculaire, plutôt que la force, lors du processus de réadaptation physique afin de favoriser le retour des patients lombalgiques aux activités habituelles.

1.2 Mécanismes de blessures lombaires

Une hypothèse complémentaire au modèle psychosocial de peur-évitement menant à l'incapacité (Vlaeyen et coll. 2000), qui est basée sur les composantes mécaniques des lombalgies, est l'hypothèse de stabilité lombaire proposée par Panjabi (Panjabi, 1992). Selon Panjabi, la dysfonction d'un des trois sous-systèmes responsables de la stabilité lombaire: 1) sous-système passif (ex: ligaments, vertèbres, etc.); 2) sous-système actif (ex: muscles); et 3) sous-système neural (ex: contrôle neuromusculaire), serait responsable de la détérioration progressive des tissus passifs, de la douleur lombaire et à long terme de la chronicité du mal de dos. Par exemple, une lésion des tissus passifs de la colonne lombaire pourrait affecter les autres sous-systèmes (actif et neural). En effet, il y aurait une stratégie de compensation de la musculature du tronc guidée par le contrôle neuromusculaire (Panjabi, 1992). La diminution de l'apport des tissus passifs ferait en sorte que la musculature du tronc soit plus active afin de préserver la stabilité lombaire. Cette action compensatoire pourrait toutefois mener à la surcharge et la dégénérescence graduelle de certains tissus passifs et conséquemment à une douleur lombaire. Graduellement, cela pourrait mener à une douleur chronique et éventuellement à l'incapacité.

Par ailleurs, une dysfonction au niveau du sous-système actif, telle qu'une pauvre endurance des muscles spinaux suite à la diminution des activités habituelles (modèle de

peur-évitement) chez des sujets lombalgiques chroniques, pourrait également augmenter les risques de perte de la stabilité lombaire. En effet, la mise en fatigue de la musculature du tronc mène à une perte de la coordination de ces muscles (Sparto et coll. 1997) et à une mise en charge progressive des tissus passifs de la colonne vertébrale (Dolan & Adams, 1998), ce qui augmenterait les risques de lésions lombaires. Or, les sujets lombalgiques démontrent une fatigabilité accrue au niveau des muscles du dos, et parfois même sans démontrer de signe de faiblesse musculaire (Holmstrom, Moritz, & Andersson, 1992; Hultman et coll. 1993), ce qui les rendraient plus à risque d'avoir des rechutes. À notre avis, ce mécanisme pourrait donc aider à la perpétuation de la douleur si l'effet protecteur d'une bonne endurance des muscles spinaux n'est pas envisagé de manière à garantir une bonne stabilité lombaire et conséquemment prévenir les récives des lombalgies.

1.3 Les muscles spinaux

Les muscles spinaux peuvent être définis comme une masse musculaire épaisse et allongée qui s'étire depuis le haut de la nuque jusqu'au bas du dos. Cette colonne de muscles longs s'étend le long de la partie postérieure des vertèbres. Ils relient les vertèbres entre elles et contribuent à redresser, à tourner et à incliner le tronc. Pour une meilleure compréhension, le système musculaire du tronc est divisé en deux sous-systèmes (Bergmark, 1989): (1) le sous-système local (muscles: Multifidus, Carré des lombes, Psoas, Iliocostal et Long dorsal au niveau lombaire, Transverse et Oblique internes, Épineux, Interépineux, intertransverses), présumément responsable de la stabilisation des vertèbres; et (2) le sous-système global (muscles: Iliocostal et Long dorsal au niveau thoracique, Grand dorsal, Droit abdomen et Obliques externes), présumément responsable de la stabilisation des

vertèbres et de la production de moments de force. Dans la présente thèse, nous allons évaluer les principaux muscles spinaux faisant parti de ces deux sous-systèmes, il s'agit des muscles Multifidus, Iliocostal (niveau lombaire) et Long dorsal aux niveaux lombaire et thoracique. Le Multifidus est parmi les muscles spinaux les plus larges et les plus médians. Il s'insère sur l'apophyse épineuse de chaque vertèbre lombaire pour aller s'ancrer plus bas sur les processus mamillaires, sur les crêtes iliaques et sur le sacrum (Smith, Weiss. & Don Lehmkuhl, 1996). En plus d'être responsable de la stabilité du rachis lombaire, le Multifidus participe à l'extension lombaire et s'oppose aux mouvements de flexion produite par les muscles abdominaux (Adams et coll. 2002; Smith et coll. 1996). Les deux muscles consécutifs (Iliocostal et Long dorsal) sont connus comme les érecteurs du rachis (Smith et coll. 1996). Les érecteurs du rachis sont de longs muscles situés parallèlement à la colonne vertébrale et longeant les régions lombaire et cervicale. Au niveau lombaire, les faisceaux musculaires du Long dorsal sont fixés médialement sur les processus transverses et ceux du Iliocostal attachés latéralement sur les processus transverses de L1 à L4 (Smith et coll. 1996). Ces muscles agissent comme stabilisateurs des vertèbres, extenseurs lombaires et inclinateurs du tronc quand l'action est unilatérale (Adams et coll. 2002; Smith et coll. 1996). Au niveau thoracique, les faisceaux musculaires du Long dorsal et Iliocostal s'insèrent sur tous les côtés et les processus transverses des vertèbres thoraciques à partir du sacrum et de la crête iliaque (Smith et coll. 1996). Ces muscles de la portion thoracique ne seraient pas responsables de la stabilité des vertèbres mais plutôt impliqués lors de mouvements du tronc dans les différents plans (sagittal, frontal) (Adams et coll. 2002). En effet, dans le plan sagittal, le mouvement d'extension du tronc est réalisé quand les muscles

se contractent bilatéralement. Dans le plan frontal, les muscles vont agir unilatéralement pour la flexion latérale du tronc.

1.3.1 Composition des fibres musculaires du dos

Les muscles spinaux sont physiologiquement adaptés à la production de faibles niveaux de tension pour de longues périodes de temps. Ces muscles sont d'un point de vue fonctionnel des muscles posturaux avec une plus grande proportion en fibres de type-I qu'en fibres de type-IIB (Ng, Richardson, Kippers, & Parnianpour, 1998). En bref, les fibres de type-I sont rouges, lentes, fortement oxydatives (contiennent de nombreuses mitochondries et une teneur élevée en myoglobine), produisent une faible tension musculaire et sont endurantes à la fatigue musculaire (Bouisset & Maton, 1995). Les fibres de type-II sont elles-mêmes subdivisées en trois sous-groupes (Bouisset et coll. 1995): (1) type IIA qui sont des fibres de couleur intermédiaire, rapides, oxydatives et glycolytiques (aérobie et anaérobie), de tension musculaire moyenne et d'endurance moyenne à la fatigue musculaire; (2) Type IIB qui sont blanches, rapides, faiblement oxydatives et fortement glycolytiques (anaérobie), de forte tension musculaire et moins endurantes à la fatigue musculaire; et (3) Type IIC qui ont des caractéristiques intermédiaires entre les fibres de type-I et les fibres de type-II (oxydative et glycolytiques).

1.3.2 Composition en fibres musculaires en fonction de la région du dos, du genre et de la lombalgie

La fonction des muscles posturaux diffère en fonction de la région du dos, du genre et d'une pathologie du dos telle que la lombalgie. Tout d'abord, il apparaît que la région thoracique aurait une activité posturale plus tonique que la région lombaire. Plusieurs études (Mannion et coll. 1997; Ng et coll. 1998; Sirca & Kostevc, 1985) démontrent que la portion thoracique du muscle érecteur du rachis a un grand pourcentage d'aire de section de fibres de type-I par rapport à la musculature lombaire. Les fibres de type-I sont de même plus larges au niveau thoracique que lombaire. Ces différences pourraient donc être attribuées à l'usage différent de chaque région du dos.

Des différences dans la composition en fibres musculaires des muscles posturaux sont aussi observées entre les genres (hommes vs femmes). En effet, des études histologiques (Mannion et coll. 1997; Thorstensson & Carlson, 1987) démontrent que les femmes ont une plus grande proportion de fibres de type-I, en terme de surface droite (« CSA »), que les hommes. De plus, les fibres de type-I sont considérablement plus larges que celles de type-II. Contrairement, les hommes ont de plus grosses fibres de type-II. Toutes ces évidences pourraient expliquer, au moins en partie, la capacité moindre de génération de force musculaire (Miller, MacDougall, Tarnopolsky, & Sale, 1993; Newton & Waddell, 1993; Smith, Mayer, Gatchel, & Becker, 1985) et la plus grande capacité d'endurance chez les femmes (Clark, Manini, The, Doldo, & Ploutz-Snyder, 2003b; Hicks, Kent-Braun, & Ditor, 2001; Oddsson, Moritani, Andersson, & Thorstensson, 1991).

L'effet d'une lombalgie pourrait aussi affecter la fonction des muscles posturaux et conséquemment causer un changement au niveau des fibres musculaires du dos. En effet,

les patients lombalgiques chroniques ont de plus faibles pourcentages d'aire des muscles associés à des fibres de type-I et un grand pourcentage des fibres de type-IIB au niveau du muscle Multifidus, comparativement aux sujets contrôles (Mannion, Weber, Dvorak, Grob, & Muntener, 1997). De plus, la durée des symptômes chez des sujets lombalgiques chroniques a une association positive avec la proportion des fibres de type-II (Mannion et coll. 2000). Il apparaît aussi que l'atrophie des muscles de la région lombaire peut être observée chez cette clientèle (Danneels, Vanderstraeten, Cambier, Witvrouw, & De Cuyper, 2000; Hides, Stokes, Saide, Jull, & Cooper, 1994), ce qui pourrait être expliqué par un mécanisme d'inhibition réflexe dû à l'inactivité (ou déconditionnement) (Stokes & Young, 1984). Bien qu'il y a encore des inconsistances entre les études portant sur la composition et entre les études portant sur l'atrophie des muscles du dos (Smeets et coll. 2006b), les sujets lombalgiques chroniques ont été démontrés plus fatigables que les sujets sains lors des efforts d'extension du dos (Roy et coll. 1989; Roy et coll. 1997), ce qui pourrait être expliqué, du moins en partie, par les différences au niveau de la composition en fibres musculaires.

1.4 Les muscles de la région pelvienne

Nous allons aborder seulement un groupe musculaire de la région pelvienne, il s'agit des muscles extenseurs de la hanche. Les muscles extenseurs de la hanche s'étendent du bassin, en arrière de l'articulation de la hanche, jusqu'au fémur. Le plus important extenseur est le muscle grand Fessier (« connu aussi comme *Gluteus maximus* »), un muscle qui prend son origine par une large insertion au niveau de l'os iliaque, du fascia lombodorsal, du sacrum et du coccyx pour se diriger vers la face postérieure du fémur

(crête fessière) (Schäffler & Schmidt, 1998; Smith et coll.-1996). En plus de son action principale d'extenseur de la hanche, ce muscle participe au maintien de la posture du tronc (antigraviteur) (Schäffler et coll. 1998; Smith et coll. 1996). Les trois autres muscles qui assistent le muscle grand Fessier dans sa fonction d'extension sont les muscles Biceps fémoris, Demi-tendineux et Demi-membraneux (e.g. ces trois muscles sont regroupés sous la dénomination « Ischios-jambiers » ou « Hamstrings ») (Schäffler et coll. 1998; Smith et coll. 1996). En bref, ces trois muscles passent derrière les articulations de la hanche et du genou, se dirigent vers la jambe et sont non seulement des extenseurs de la hanche mais également des fléchisseurs du genou. Comme leur insertion se trouve en arrière, latéralement, en dessous de l'articulation du genou, ils peuvent également assurer les mouvements de rotation interne et externe au niveau du genou (Schäffler et coll. 1998; Smith et coll. 1996).

Dans la présente thèse nous allons évaluer les deux principaux extenseurs de la hanche qui pourraient contribuer à la production de la force lors du mouvement d'extension du tronc (Vleeming, Pool-Goudzwaard, Stoeckart, van Wingerden, & Snijders, 1995), c'est-à-dire les muscles Fessiers et Biceps fémoris. Bien que les muscles spinaux sont les responsables de l'extension du dos, ces deux extenseurs de la hanche agissent autant comme des synergistes à ce mouvement (Smith et coll. 1996). En effet, la synergie musculaire se définit comme l'action coordonnée de plusieurs muscles ou d'un groupe musculaire concourant à l'exécution du mouvement ou à un effet d'ensemble (Bouisset et coll. 1995). Les muscles spinaux et extenseurs de la hanche sont couplés dû à une interaction anatomique entre le rachis et le bassin (van Wingerden, Vleeming, Snijders, & Stoeckart, 1993; Vleeming et coll. 1995; Vleeming et coll. 1996), ce qui explique donc

cette relation motrice entre les deux groupes musculaires lors de l'extension du tronc. Cela sera d'ailleurs discuté plus loin dans la thèse (section 1.5.3 problématique de recherche).

1.5 L'importance de l'exercice physique

Comme rapporte une revue de la littérature, les exercices physiques sont efficaces pour réduire la douleur et les incapacités chez les gens souffrant d'une lombalgie subaiguë ou chronique (Smidt et coll. 2005). Toutefois, les évidences scientifiques actuelles n'ont pas encore démontré la supériorité d'une modalité d'exercice par rapport à une autre comme suggère l'étude revue de van Tulder et coll. (2000). Cela pourrait être expliqué par le fait que les mécanismes d'action de l'exercice n'agissent pas qu'au niveau physiologique (amélioration de la force, de l'endurance, du contrôle moteur, de la condition cardiovasculaire) mais aussi au niveau du système nerveux central par des médiateurs psychologiques (réduction des pensées catastrophiques et un meilleur contrôle interne de la douleur) (Smeets et coll. 2006a). Lorsque les épisodes de maux de dos chez un même individu récidivent ou se prolongent, on ajoute au caractère physique de la blessure, certaines composantes psychologiques et sociales (Vlaeyen et coll. 2000). En effet, les facteurs de risque psychosociaux semblent prendre de plus en plus d'importance lors de la transition entre les phases subaiguë et chronique (Ferguson et coll. 1997). Il apparaît donc qu'un programme d'exercice ne permettrait pas de contraindre à lui seul tous les enjeux affectant les sujets lombalgiques chroniques, ce qui suggère donc des interventions de plus en plus d'ordre multidisciplinaire à mesure que la lombalgie devient persistante.

1.5.1 Description des exercices

Bien que le type de programme d'exercice le plus approprié ne soit pas bien défini, les essais cliniques incorporant un entraînement intensif d'endurance et de force des muscles spinaux (> 4 semaines) donnent tous des résultats cliniques positifs comme, entre autres, la douleur et les incapacités (Manniche, Hesselsoe, Bentzen, Christensen, & Lundberg, 1988; Manniche et coll. 1991; Manniche, 1996; Smeets et coll. 2006b). Comme suggèrent différentes revues de la littérature, il apparaît que les exercices doivent être actifs et avec un dosage plus important pour obtenir de meilleurs résultats cliniques (Hayden et coll. 2005; Vuori, 2001). En général, les exercices actifs sont divisés en trois grandes catégories : (1) les exercices de renforcement visant principalement l'augmentation de la force et/ou de l'endurance musculaire, (2) les exercices de type cardiovasculaire visant principalement l'augmentation de la capacité aérobie et (3) les exercices visant l'amélioration de la coordination musculaire. Pour la présente thèse, seulement les modalités d'exercices pour accroître la force et/ou l'endurance des muscles spinaux seront investigués. Ces exercices pourraient induire une adaptation musculaire (Baechle, 1994) impliquant des changements au niveau de la fibre musculaire, des capillaires, des mitochondries, des enzymes glycolytiques et/ou oxydatives. De plus, ces exercices pourraient aussi contribuer à une meilleure coordination musculaire due à la répétition du mouvement (Slade & Keating, 2006)

1.5.2 Exercices pour développer l'endurance des muscles spinaux

Différents exercices faits au sol sont proposés pour les muscles spinaux (McGill, 2002). Ces exercices sont souvent utilisés en clinique, centre de conditionnement physique et principalement à la maison car ils sont faciles à exécuter (Figure 1.1).

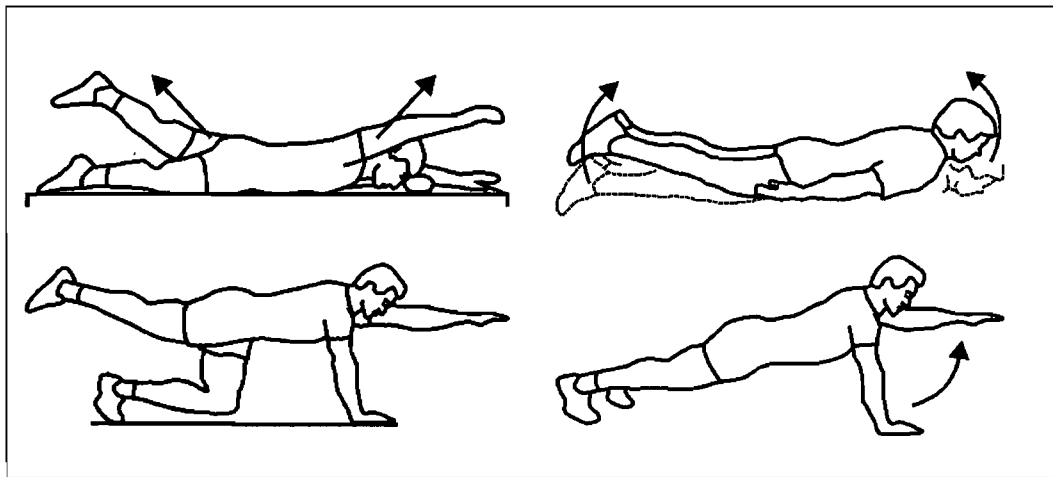


Figure 1.1. Exercices pour les muscles spinaux faits au sol.

Bien que ces exercices représentent un bon départ dans un programme d'entraînement, ils sont rapidement limités par leur intensité (Arokoski et coll. 1999) qui est insuffisante pour obtenir des gains physiologiques significatifs en terme d'endurance ou de force musculaire. Un groupe de recherche (Manniche et coll. 1988; Manniche et coll. 1991; Manniche et coll. 1993) a bien démontré l'importance de l'intensité d'entraînement (dosage) sur l'amélioration des patients souffrant de maux de dos chroniques. Nous traiterons donc dans la présente thèse des exercices qui sollicitent de manière appropriée la région musculaire à renforcer. Il s'agit des exercices d'extension du tronc en position

couchée où le tronc et les membres supérieurs servent de charge et des exercices sur appareil de musculation où la charge externe est assurée par des plaques de métal.

1.5.2.1 Exercices d'extension du tronc en position couchée (réalisés sur chaise romaine)

Un des exercices les plus populaires pour développer l'endurance des muscles spinaux est celui qui implique une série de flexion-extension du tronc à l'aide d'une chaise romaine (Demoulin et coll. 2006) (Figure 1.2). Ce type d'exercice est simple car le poids du haut du corps sert de charge et permet d'exercer les muscles sur une grande étendue de mouvement. L'intensité de l'exercice peut varier entre 40 à 60% de la force maximale de l'individu (Plamondon, Serresse, Boyd, Ladouceur, & Desjardins, 2002), ce qui pourrait être suffisant pour améliorer l'endurance des muscles spinaux chez des patients lombalgiques (Moffroid et coll. 1993). D'ailleurs, il est possible d'avoir une gradation progressive de l'intensité de l'exercice en changeant la position des membres supérieurs ou en prenant une charge dans les mains.

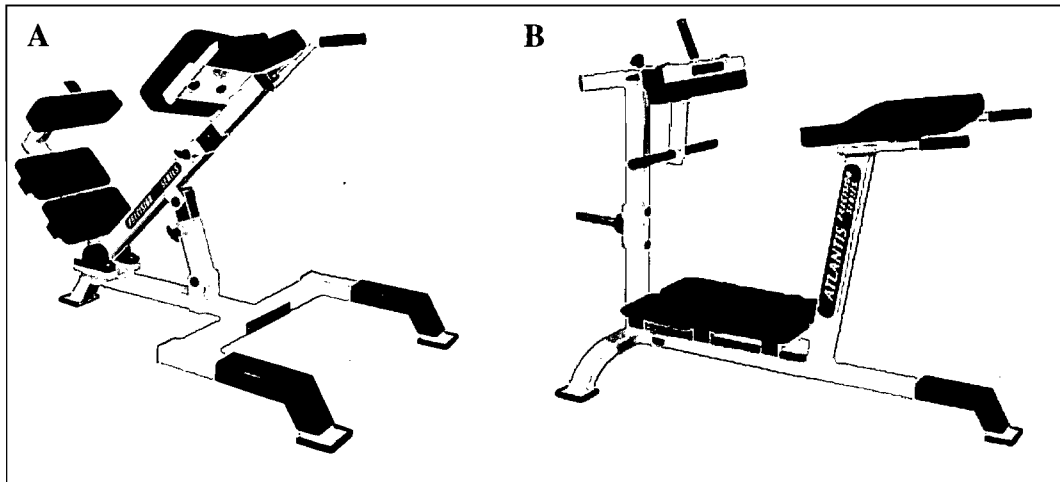


Figure 1.2. Exercice sur la chaise Romaine
(A) le sujet positionné approximativement à 45° et (B) le sujet positionné traditionnellement (jambes et tronc à l'horizontale).

Cependant, l'exercice sur chaise romaine met aussi à contribution les muscles extenseurs de la hanche (Fessiers, Ischio-jambiers), ce qui peut représenter un problème de spécificité de l'exercice pour entraîner les muscles spinaux. En effet, plusieurs études ont démontré que ce groupe musculaire se fatigue plus rapidement que les muscles spinaux (Clark et coll. 2003a; Kankaanpää et coll. 1998a; Plamondon, Trimble, Larivière, & Desjardins, 2004), ce qui limiterait la durée de l'exercice (temps à l'épuisement) et empêcherait un entraînement adéquat des muscles spinaux car ces derniers ne se fatigueraient pas assez pour solliciter des changements physiologiques. Dû à ce problème de spécificité, plusieurs experts (Clark, Manini, Mayer, Ploutz-Snyder, & Graves, 2002; Mayer et coll. 1999; Mayer, Verna, Manini, Mooney, & Graves, 2002; Plamondon et coll. 2004) ont proposé des variantes telles que l'augmentation de la charge relative (avec un poids dans les mains), le changement de la lordose lombaire et de la position des mains pour augmenter la contribution relative des muscles spinaux. Toutefois, certaines de ces études ont obtenu des effets contraires, c'est-à-dire que la charge a été prise surtout par les

extenseurs de la hanche et peu par les muscles spinaux (Clark et coll. 2002; Plamondon et coll. 2004). Il apparaît donc que de nouvelles pistes de solution doivent être proposées et évaluées pour les exercices sur chaise romaine.

1.5.2.2 Exercices d'extension du tronc sur appareil

Un autre type d'exercice pour renforcer les muscles spinaux est celui qui implique une série de flexion-extension du tronc sur un appareil qui applique une charge externe (Graves et coll. 1994), ce qui est souvent utilisé en salle de musculation. En effet, le marché offre plusieurs designs d'appareil de ce type où les membres inférieurs sont positionnés à différents angles (90° ou 45° de flexion des genoux) et où le bassin est stabilisé ou non (Figure 1.3).

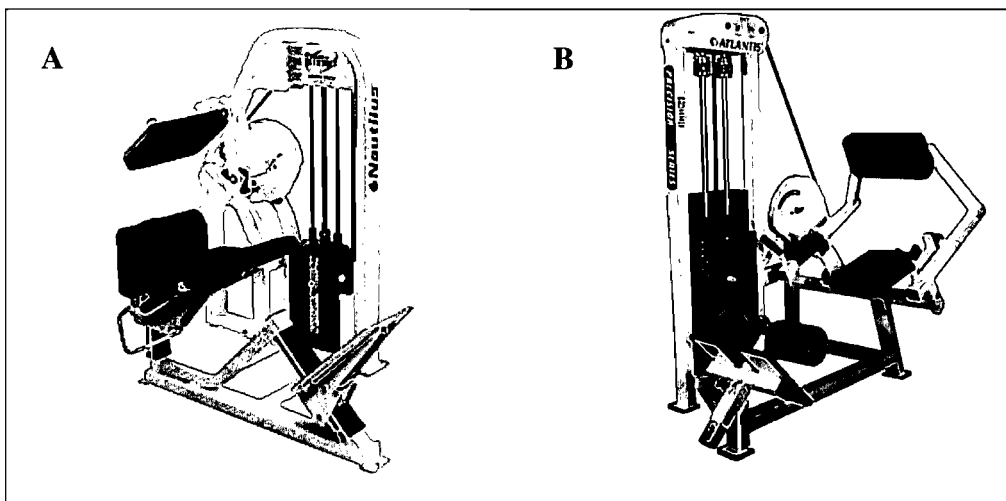


Figure 1.3. Exercices sur l'appareil de musculation
(A) position assise (genoux à 90° de flexion) et bassin partiellement stabilisé avec un coussin rigide en arrière (au sacrum). (B) position semi-assise (genoux $\approx 45^\circ$ de flexion) et bassin sans stabilisation.

Comme pour la chaise romaine, ce type d'exercice (sur appareil) peut aussi fatiguer les extenseurs de la hanche plus rapidement que les muscles spinaux (Kankaanpää et coll. 1998a) et par conséquent limiter la durée de l'exercice et empêcher un entraînement spécifique des muscles spinaux. Encore ici, des pistes de solution pour ce genre d'exercice sont souhaitables.

1.5.3 Problématique de recherche

Tel que déjà mentionné aux sections précédentes, la plupart des exercices de renforcement pour les muscles spinaux met à contribution les muscles extenseurs de la hanche, ce qui pourrait donc empêcher un entraînement adéquat des muscles spinaux. Cependant, il est important de mentionner que nous ne pouvons pas éliminer complètement la participation des extenseurs de la hanche lors de l'exercice, puisque ceci fait parti d'une synergie naturelle du mouvement d'extension du tronc (Smith et coll. 1996). D'ailleurs, ce groupe musculaire contribue à la production de la force en extension du dos due à une interaction anatomique avec le rachis via le fascia thoraco-lombaire. En effet, le muscle grand Fessier est lié directement au fascia thoraco-lombaire et le muscle Biceps fémoris est lié au fascia thoraco-lombaire à partir du ligament sacro-tubéreux (Vleeming et coll. 1995; Vleeming et coll. 1996). Selon certaines études (Vleeming et coll. 1995; Vleeming et coll. 1996), grâce à ces tissus passifs, il y aurait une transmission mécanique constante de la tension ou de la force musculaire entre les deux groupes musculaires (muscles spinaux via extenseurs de la hanche ou vice versa). Par exemple, lors de la production du moment de force en extension du dos, comme lors des tâches de soulèvement de charge (ex: lorsque la colonne lombaire est en flexion), les muscles extenseurs de la hanche pourraient

transmettre leurs forces aux muscles spinaux via le fascia thoraco-lombaire afin de contribuer à cette extension (Smith et coll. 1996). Conséquemment, il est important de considérer cette synergie musculaire lorsque des exercices de renforcement des muscles spinaux sont étudiés. La figure 1.4 illustre un exemple, à l'aide d'un diagramme de corps libre, de l'interaction entre les muscles spinaux et les extenseurs de la hanche lors de l'exercice sur la chaise romaine. Durant cet exercice, les extenseurs de la hanche se contractent pour retenir le tronc en contrôlant sa rotation alentour des articulations des hanches. Cette synergie musculaire est nécessaire car les muscles spinaux seuls seraient incapables de contrôler les mouvements du tronc (Smith et coll. 1996)

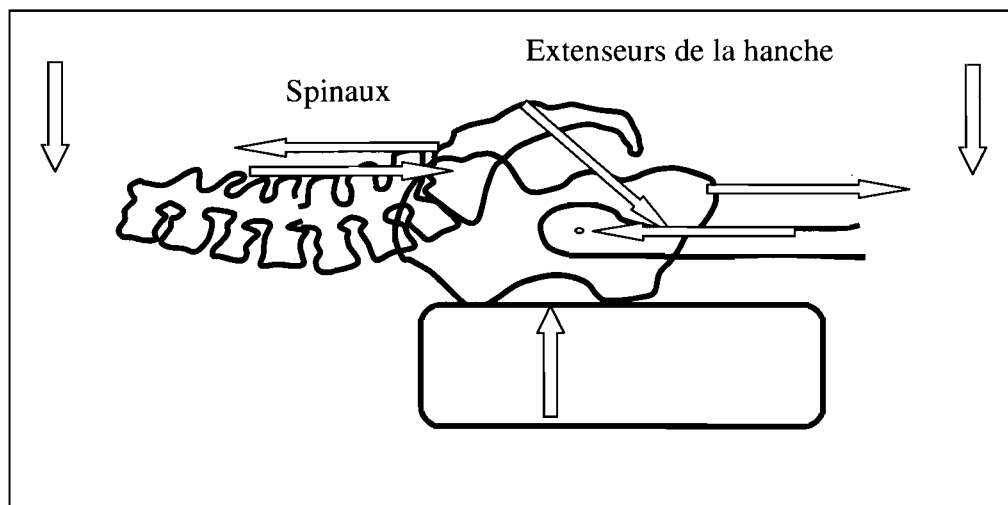


Figure 1.4. Diagramme du corps libre lors de l'exercice sur la chaise romaine

Un problème potentiel lors de ce type d'exercice est que cette synergie entre les deux principaux groupes musculaires fait que les extenseurs de la hanche peuvent se fatiguer plus rapidement que les muscles spinaux (Clark et coll. 2003a; Plamondon et coll. 2004). La principale conséquence de ceci est que cela pourrait se traduire par un arrêt de

l'exercice sans avoir fatigué les muscles spinaux au maximum. En d'autres mots, les individus arrêteraient l'exercice à cause de la fatigue des extenseurs de la hanche et non à cause de celle des muscles spinaux. Conséquemment, cela empêcherait l'application de la surcharge nécessaire sur les muscles spinaux pour induire des changements physiologiques (gains en endurance) significatifs lors de l'entraînement. Cette plus grande fatigabilité des extenseurs de la hanche s'expliquerait par une composition plus importante en fibres musculaires plus fatigables qu'au niveau du dos (Ng et coll. 1998), mais aussi par le fait qu'ils doivent participer de façon soutenue à l'effort, contrairement aux muscles dorsaux. En effet, ces derniers se relâchent durant une partie du mouvement où le phénomène de flexion-relaxation se produit, c'est-à-dire lorsque la colonne lombaire atteint un certain niveau de flexion (Andersson, Oddsson, Nilsson, & Grundstrom, 1995; Andersson, Oddsson, Grundstrom, Nilsson, & Thorstensson, 1996). Pour ces raisons, il devient important de trouver des stratégies pour diminuer la mise en charge des extenseurs de la hanche et augmenter celle au niveau des muscles spinaux afin que ces derniers se fatiguent plus rapidement lors de l'exercice.

Bien qu'il est important d'entraîner les muscles extenseurs de la hanche lors d'un programme de réadaptation, un entraînement spécifique des muscles spinaux est préférable surtout lorsque les patients lombalgiques chroniques sont caractérisés par une atrophie des muscles lombaires ou un changement dans la composition en fibres des muscles du dos (ex: une augmentation de la proportion des fibres de type-II, plus fatigables). En effet, un entraînement plus spécifique des muscles spinaux devrait se traduire par une progression plus rapide de l'endurance des muscles déconditionnés suite une lombalgie, généralement les muscles de la région lombaire.

1.5.3.1 Première piste de solution (stabilisation du bassin)

Pour les deux types d'exercices (chaise romaine et appareil), une première solution qui pourrait être appliquée pour augmenter leur niveau de spécificité serait une meilleure stabilisation du bassin. La stabilisation d'un segment ou plusieurs segments vise deux objectifs: (1) transfert total de la force au segment évalué (distal) et (2) contrôle des mouvements associés et des compensations. Dans le cas des exercices évalués dans cette thèse (volet II), une meilleure stabilisation du bassin pourrait donc servir à mieux contrôler le mouvement associé de rotation postérieur du bassin provenant de la forte action des extenseurs de la hanche et également à maintenir le bassin plus stable afin de diminuer la contribution de la hanche durant l'exercice. Conséquemment, cela pourrait favoriser une plus grande participation des muscles spinaux (ex: une augmentation de leur recrutement musculaire) lors de la production de la force en extension du dos, soit contre une charge externe dans l'appareil ou contre le poids du tronc dans la chaise romaine.

Plusieurs études (Hart, Stobbe, Till, & Plummer, 1984; Mendler, 1967; Richard & Currier, 1977) ont démontré les bienfaits de la stabilisation (proximal et/ou distal au membre évalué) pour la production des efforts maximaux au niveau du genou, bien que d'autres étaient contradictoires (Hanten & Ramberg, 1988). Pour les muscles spinaux, quelques études suggèrent que la stabilisation du bassin pourrait être efficace pour réduire la contribution des extenseurs de la hanche et ainsi mieux isoler les muscles spinaux lors de l'exercice (Graves et coll. 1994; Smidt et coll. 1983). Cependant, la littérature est encore contradictoire sur le sujet, comme discuté dans les prochains paragraphes.

En regardant les exercices sur appareil, certaines études ont fait un premier pas dans le passé pour démontrer l'effet de la stabilisation (ex: courroie positionnée en haut des

cuisses, coussin rigide positionné au sacrum ou en arrière et en avant du bassin) sur la force maximale volontaire des extenseurs du dos (Graves et coll. 1990; Petersen, Amundsen, & Schendel, 1987a; Petersen, Amundsen, & Schendel, 1987b; Smidt et coll. 1983). Graves et coll. (1990) ont d'ailleurs démontré l'efficacité de la stabilisation postérieure du bassin lors d'un programme d'entraînement en force pour les muscles spinaux. En effet, les effets d'entraînement n'ont été observés que pour le groupe entraîné avec une stabilisation (une amélioration de 23.5% de la force maximale du dos), l'autre groupe (sans stabilisation) n'ayant démontré aucune amélioration. Pour les études portant sur l'activité des muscles extenseurs du tronc, une récente étude (San Juan et coll. 2005) a montré que l'activité EMG des muscles lombaires était 51% plus élevée lorsque le bassin était stabilisé comparativement à lorsqu'il ne l'était pas. Cependant, peu d'études ont évalué cette approche pour contraindre l'activité des extenseurs de la hanche lors de l'exercice sur appareil (San Juan et coll. 2005; Udermann et coll. 1999). Fait intéressant, aucun effet n'a été observé sur l'activation des muscles extenseurs de la hanche (San Juan et coll. 2005; Udermann et coll. 1999). En d'autres mots, la stabilisation du bassin en arrière (coussin rigide au niveau du sacrum) n'a pas pu diminuer la contribution des extenseurs de la hanche lors de l'exercice. Peut-être ont-ils manqué de puissance statistique ($n = 13$ sujets en moyenne). D'ailleurs, il est possible qu'une stabilisation antérieure (sur les épines iliaques antéro-supérieures) et postérieure (sur le sacrum) pourrait être plus efficace pour réduire la contribution des extenseurs de la hanche qu'un appui postérieur du bassin seulement. En effet, certaines études (Petersen et coll. 1987a; Smidt et coll. 1983) ont démontré l'efficacité de cette approche pour réduire le mouvement postérieur du bassin mais les conditions expérimentales de stabilisation ne permettaient pas de déterminer quelle

méthode est la meilleure. Le volet II de la présente thèse permettra de vérifier cette hypothèse. Finalement, à notre connaissance, aucune de ces études n'a pas bien déterminé l'effort relatif des muscles en isolant adéquatement chacun des groupes musculaires (extenseurs de la hanche vs spinaux) lors de la procédure de normalisation de l'EMG (e.g. procédure discutée plus loin). En effet, ces études n'ont pas isolé les deux groupes musculaires lors de la contraction maximale volontaire (CMV; contraction de référence pour la normalisation de l'EMG) afin de déterminer la contribution relative de chacun des groupes musculaires séparément lors des exercices. De plus, la procédure de l'analyse EMG n'a pas non-plus été bien documentée dans ces études. Pour ces raisons, une nouvelle étude serait nécessaire pour mieux connaître le niveau de spécificité (e.g. quel groupe musculaire est le plus actif par rapport à leur activation maximale) dans chaque type d'exercice d'extension du tronc.

Pour ce qui est des exercices sur la chaise romaine, il est vrai que la stabilisation du bassin est moins applicable. Cependant, une étude, laisse croire à l'efficacité de cette approche lors de ce type d'exercice. Novak, Shippelin, Trafimow, & Andersson (1993), qui ont utilisé une courroie autour du bassin pour mieux le tenir lors d'un exercice sur la chaise romaine, ont montré un temps moyen de maintien du tronc à l'horizontale de 4.7 minutes, ce qui est supérieur aux valeurs habituelles qui varient entre 1.8 à 3.6 minutes (Kankaanpää et coll. 1998b; Keller et coll. 2001). Les résultats de Novak et coll. (1993) suggèrent que les muscles extenseurs de la hanche se fatigueraient moins rapidement que les muscles spinaux lors de l'exercice due à la stabilisation du bassin, ce qui en retour pourrait augmenter la valeur de temps maximal de maintien du tronc dans l'horizontale. Cependant, l'activité EMG de ces muscles n'a pas été enregistrée pour confirmer cette hypothèse. D'ailleurs,

seulement une étude (Benson, Smith, & Bybee, 2002) a évalué cette approche (en ayant un dispositif rigide sur les épines postérieures) sur l'activité EMG des muscles spinaux lors de ce type d'exercice. Malheureusement, les conditions expérimentales n'ont pas été balancées à travers les sujets et le niveau d'activation des muscles extenseurs de la hanche n'a pas non-plus été mesuré. Les résultats ne sont donc pas rapportés ici.

1.5.3.2 Deuxième piste de solution (position des membres inférieurs)

Le changement de la position des membres inférieurs (ex: en changeant leur angle relatif par rapport au tronc) pourrait être aussi une solution pour faire varier la contribution des muscles extenseurs de la hanche lors de chaque exercice. Cette approche vise deux objectifs: (1) augmenter le bras de levier des muscles extenseurs de la hanche et (2) augmenter la longueur musculaire (en rapport avec relation tension-longueur). En bref, le premier concept fait rapport avec le moment de force musculaire (le produit de l'intensité de la force par son bras de levier) car il représente la distance perpendiculaire entre l'axe de rotation (l'articulation) et la direction de la ligne d'action de la force produite par le muscle (Enoka, 1994; Smith et coll. 1996). En effet, un plus grand bras de levier musculaire contribuera à un plus grand moment de force musculaire. Le deuxième concept est lié directement à la relation tension-longueur du muscle. Cette relation détermine que la tension globale du muscle croît avec sa longueur, d'une valeur nulle pour des longueurs inférieures à la longueur de repos (l_0), à une valeur maximale pour des longueurs supérieures à l_0 , en passant par un maximum intermédiaire pour une longueur voisine de l_0 (Bouisset et coll. 1995). Dans cette relation, la tension globale du muscle sera la résultante de la tension active (propriétés contractiles du muscle) et de la tension passive (tissus

conjonctifs du muscle) lors d'un étirement des structures élastiques du muscle au repos (Ralston, Immann, Strait, & Shaffrath, 1947). En d'autres mots, il y a une somme de deux composantes selon la longueur du muscle: (1) actif qui va agir dans la théorie des filaments glissants (ex: une longueur = I_0 favorise le plus de chevauchement entre les filaments d'actine et de myosine et donc un maximum de ponts) et (2) le passif qui va agir dans le tissu conjonctif en augmentant sa tension à partir des longueurs extrêmes, en général au-delà de I_0 (Ralston et coll. 1947).

Avec ces deux notions fondamentales en biomécanique, certaines études ont utilisé cette approche lors de l'exercice sur la chaise romaine. En effet, un groupe de recherche (Dedering et coll. 1999; Dedering et coll. 2000) a proposé un angle de flexion de 40° de la hanche sur la chaise romaine afin de donner un avantage mécanique aux muscles Ischio-jambiers. Ces muscles ont un bras de levier maximal à cet angle (Nemeth et coll. 1985) et ils sont aussi plus allongés, ce qui leur donne un autre avantage (plus fort) lié à la relation musculaire tension-longueur. D'ailleurs, il est bien connu que le moment maximal des muscles extenseurs de la hanche croît avec l'angle de flexion de la hanche (Nemeth, Ekholm, Arborelius, Harms-Ringdahl, & Schuldt, 1983; Waters, Perry, McDaniels, & House, 1974). Ces deux avantages mécaniques permettraient donc de réduire la charge relative imposée sur ces muscles et conséquemment de réduire l'apparition de fatigue musculaire. Les valeurs de temps maximal de maintien de la position (contraction statique) rapportées par ce groupe de recherche (Dedering et coll. 1999; Dedering et coll. 2000) sont d'ailleurs beaucoup plus élevées (de 295 à 385 secondes selon le sous-groupe étudié) que les valeurs rapportées pour l'exercice traditionnel (de 109 à 220 secondes maximum selon l'étude Kankaanpää et coll. (1998b) et Keller et coll. (2001)) pour différents échantillons

(hommes ou femmes) de sujets sains, ce qui supporte leur hypothèse. Cependant, aucune mesure avec EMG de surface n'a été considérée pour déterminer le niveau de fatigue respectif des deux groupes musculaires impliqués (extenseurs de la hanche, spinaux), ce qui fait que cette hypothèse n'est toujours pas testée. Il serait donc intéressant de poursuivre les investigations afin de démontrer la valeur bénéfique de cette approche sur l'activité EMG des muscles extenseurs du tronc lors des différents types d'exercices existant sur le marché.

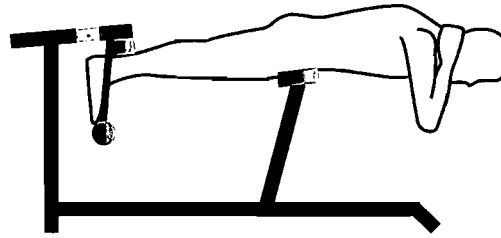
1.5.3.3 Nouvelle perspective de recherche

Tel que déjà dit, les exercices sont bénéfiques pour des gens présentant une lombalgie chronique. Toutefois, avant de débiter un programme d'entraînement en endurance des muscles spinaux chez des lombalgiques chroniques, il est important de savoir quel exercice est le plus spécifique à ce groupe musculaire afin d'obtenir des gains en endurance. En effet, un entraînement plus spécifique en endurance des muscles spinaux pourrait avoir un effet protecteur vis-à-vis les récurrences et les incapacités chez des gens souffrant d'une lombalgie.

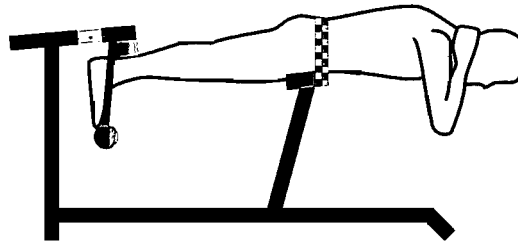
Le scénario idéal d'une nouvelle étude serait donc de reproduire les différents exercices existants sur le marché pour la chaise romaine et l'appareil afin de trouver celui qui est le plus spécifique aux muscles spinaux. Cela permettrait aussi d'investiguer, dans une même étude, les deux pistes de solution proposées auparavant (stabilisation du bassin, position des membres inférieurs) pour augmenter la spécificité de l'exercice. Il est possible qu'une combinaison de ces deux approches serait optimale pour entraîner de façon spécifique l'endurance des muscles spinaux, cependant nous ne pouvons pas statuer à ce niveau jusqu'à maintenant.

Le présent projet de recherche est composé de trois volets pour répondre à ce sujet de recherche. Comme mentionné plus tôt, seulement les volets I et II seront présentés dans cette thèse. Le volet I (discuté plus loin) sera pour évaluer la meilleure approche d'analyse EMG à utiliser au volet III. Le volet II de ce projet constituera donc l'étude portant sur les exercices existants sur le marché pour les muscles spinaux. En effet, nous allons documenter l'effort relatif des groupes musculaires (extenseurs de la hanche, muscles spinaux) impliqués lors des exercices de flexion-extension du tronc. Les figures 1.5 et 1.6 illustrent les différents scénarios qui seront investigués à travers des échantillons (hommes et femmes) de sujets sains lors de l'exercice sur la chaise romaine (Figure 1.5) et l'appareil (Figure 1.6). Nous avons aussi un grand intérêt à savoir si les résultats de ce volet seront généralisables pour les deux genres (hommes et femmes). En d'autres mots, il est important de savoir si les principaux effets investigués (stabilisation du bassin et changement de la position des membres inférieurs) devraient avoir le même impact chez les deux genres.

1) Exercice traditionnel



2) Bassin stabilisé avec une courroie



3) Hanches fléchies à 40° (H40°)

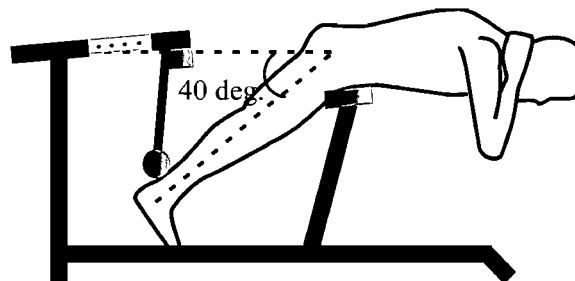


Figure 1.5. Modalités d'exercices sur la chaise romaine

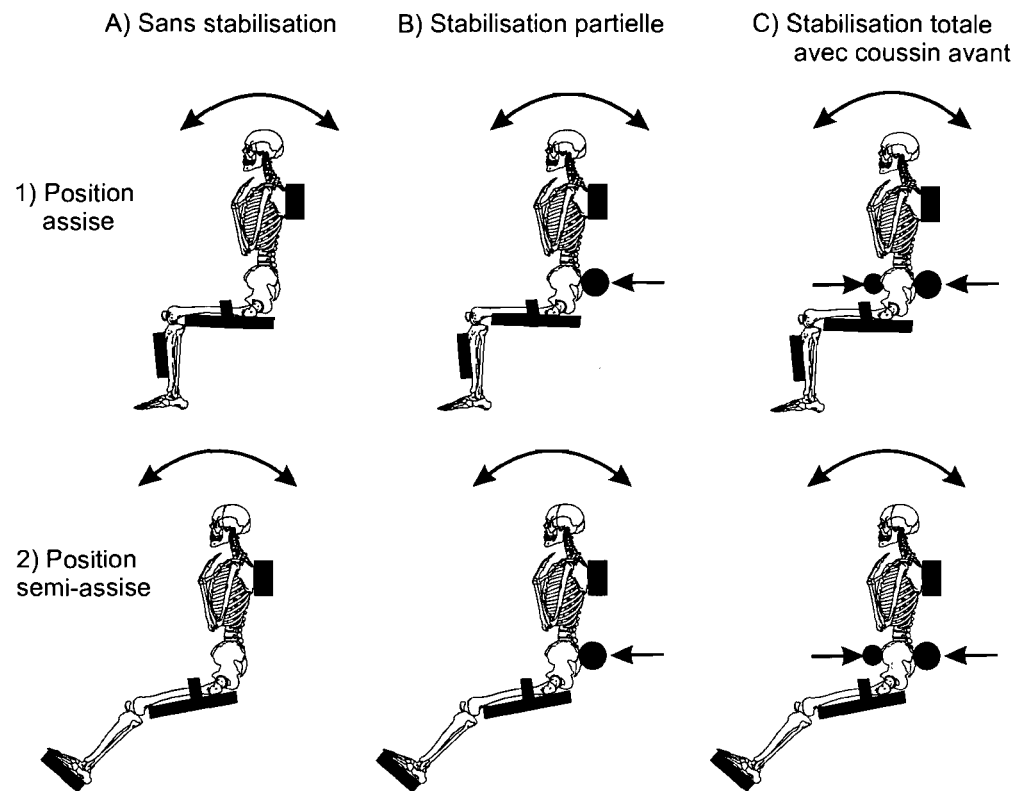


Figure 1.6. Modalités d'exercice sur l'appareil

1.6 Évaluation de la fonction musculaire

La fonction musculaire est typiquement être évaluée par la dynamométrie, par l'EMG de surface ou par la combinaison de ces deux mesures (dynamométrie + EMG). Dans le contexte du projet de recherche, la dynamométrie sera utilisée pour évaluer la force des groupes musculaires (extenseurs de la hanche et muscles spinaux) lors des efforts maximaux. L'EMG de surface sera utilisée pour évaluer le niveau d'activation (par rapport à l'activation maximale) et de fatigue musculaire des groupes musculaires impliqués lors des efforts sous-maximaux de flexion-extension du tronc. Les prochaines sections aborderont donc l'utilisation de ces deux instruments de mesures.

1.6.1 Généralités sur la dynamométrie

Tout d'abord, la force maximale chez l'humain est définie comme la force (en Newtons: N) ou le torque (en Newton-mètre: Nm) que peut produire un sujet au cours d'un effort maximal volontaire (Abernethy, Wilson, & Logan, 1995). En dynamométrie, c'est la force maximale produite en externe qui est mesurée et non celle générée directement par les muscles au niveau de leurs insertions osseuses. En fait, le produit final de la force appliquée sur le dynamomètre par le bras de levier externe est le moment externe net d'un groupe musculaire donné (Lieber & Bodine-Fowler, 1993).

La performance musculaire peut être mesurée en utilisant différents modes d'évaluation dynamométrique (Abernethy et coll. 1995). Les trois plus communs sont le mode statique, le mode isocinétique et le mode isotonique. En bref, le mode statique se traduit par le fait qu'il n'y a pas de mouvement articulaire ou de changement dans la

longueur des muscles, ce qui se définit par l'isométrie (iso = même, métrie = longueur). Ce mode est souvent utilisé pour mesurer le moment maximal d'un groupe musculaire à des angles spécifiques. Aussi, il est possible de mesurer les variations de la force en fonction du temps et ainsi obtenir des informations sur le taux de développement du moment maximal (Abernethy et coll. 1995). Le mode isocinétique permet de mesurer le moment maximal produit par un groupe de muscles durant un mouvement (concentrique ou excentrique) effectué à différentes vitesses. Dans ce mode, la vitesse du mouvement est maintenue constante. Contrairement à ce mode, le mode isotonique (ou connu aussi comme « isoinertiel ») se caractérise par la conservation d'une charge constante durant le mouvement. Il est intéressant de mentionner que ce dernier mode d'évaluation s'avère similaire aux activités de tous les jours et aux exercices existants sur le marché.

1.6.2 Généralités sur l'EMG

L'EMG est, au sens étymologique (e.g. origine d'un mot), l'enregistrement de l'activité électrique du muscle. Cet enregistrement se fait grâce à des électrodes de surface (ex: électrodes cutanées) ou des électrodes intramusculaires (ex: électrodes-aiguille insérées dans le muscle). Le signal EMG enregistré constitue la sommation des plusieurs trains de potentiel d'action d'unités motrices (UMs) provenant des différentes UMs actives lors d'une contraction musculaire (Bouisset et coll. 1995). L'EMG de surface peut donc être considérée une technique de mesure complémentaire à la dynamométrie car elle permet de d'estimer de façon physiologique la contribution relative des différents muscles qui produisent les moments nets mesurés avec la dynamométrie (De Luca, 1997). De façon

générale, on peut analyser les signaux EMG avec différents paramètres de nature temporel et spectral permettant d'évaluer l'activation (ou le patron d'activation) et la fatigue musculaire de différents muscles lors des différentes tâches, ce qui sera d'ailleurs discuté dans les prochaines sections.

1.6.3 Évaluation de l'activation musculaire

Lors d'une contraction musculaire, il y a deux moyens d'augmenter la force produite par un muscle: (1) augmenter le nombre d'UMs actives (recrutement) et (2) augmenter la fréquence de décharge des UMs déjà actives. Le premier concept porte sur l'ordre spécifique de recrutement des motoneurones, nommé le « size principe » (Henneman, Somjen, & Carpenter, 1965). Selon ce principe, le recrutement de motoneurones est ordonné strictement en fonction de leur taille: les plus petits motoneurones, c'est-à-dire ceux dont les axones produisent les plus petits potentiels et associés aux petites UMs générant de faibles niveaux de tension (« slow twitch, fatigue resistant »), sont recrutés avant les plus gros motoneurones qui sont associés aux UMs qui génèrent plus de tension (« fast twitch, fast-fatiguing ») (Henneman et coll. 1965; Stephens & Stuart, 1975). L'interaction entre le recrutement d'UMs additionnelles et l'augmentation de la fréquence de décharge pour générer une contraction peut toutefois varier d'un muscle à l'autre. En effet, il apparaît que pour les petits muscles (ex: muscles des mains), on retrouve une interaction différente entre ces deux mécanismes comparativement aux gros muscles (bras, jambes) (Basmajian & De Luca, 1985). Par exemple pour les petits muscles, il y aurait un recrutement d'UMs additionnelles de 0 à 50% de la CMV alors qu'une

augmentation dans la fréquence de décharge expliquerait entièrement l'augmentation de la force de 50 à 100% de la CMV (Basmajian et coll. 1985). Selon Basmajian et coll. (1985), lors de contractions à hauts niveaux de force (ex: > 50% CMV), les petits muscles font donc varier leur force principalement via la fréquence de décharge alors que les plus gros muscles utilisent principalement le recrutement des UMs pour augmenter la force.

Dans le contenu temporel du signal EMG, une mesure d'amplitude exprimée en « Root Mean Square » (RMS) est généralement utilisée pour quantifier le niveau d'activation d'un muscle ou groupe musculaire (Lawrence & De Luca, 1983b; Moritani & Muro, 1987). Cette mesure d'amplitude du signal EMG est dépendante du recrutement et de la fréquence de décharge des UMs. En effet, lors d'une augmentation progressive de la force (contraction statique en rampe), il y a une augmentation proportionnelle de la valeur du RMS du signal EMG, ce qui est expliqué par les deux concepts discutés avant (recrutement et fréquence de décharge) (Lawrence et coll. 1983b; Moritani et coll. 1987). Cette augmentation peut toutefois être linéaire ou non linéaire selon la stratégie utilisée par le muscle (Lawrence & De Luca, 1983a). En effet, plusieurs facteurs (intrinsèques et extrinsèques) peuvent affecter la forme de la relation EMG/force (De Luca, 1997). D'ailleurs, certains facteurs tels que la température de la peau, la quantité de tissus sous-cutanés, la configuration des électrodes, la localisation des électrodes par rapport aux fibres musculaires et la distance inter-électrodes influencent directement les mesures de l'activation musculaire et nuisent ainsi la comparaison entre des muscles ou sujets différents (De Luca, 1997). Afin de réduire l'influence de ces variables confondantes, il est nécessaire de normaliser les quantités d'amplitude (RMS) des signaux EMG (De Luca, 1997; Kumar & Mital, 1996). Cette procédure permet d'exprimer l'amplitude de l'EMG par

rapport à une valeur de référence, par exemple en pourcentage de la valeur maximale, ou par rapport à une valeur sous-maximale ou une valeur de référence déterminée lors d'une tâche donnée (ex: tâche fonctionnelle). En fait, différentes méthodes de normalisation de l'amplitude du signal EMG sont proposées dans la littérature (Benoit, Lamontagne, Cerulli, & Liti, 2003; Burden & Bartlett, 1999; Burden, Trew, & Baltzopoulos, 2003; Mathiassen et coll. 1995; Yang & Winter, 1984; Zakaria, Kramer, & Harburn, 1996). Le choix d'une méthode de normalisation par rapport à une autre dépendra toujours de la question de recherche. Dans le volet II de ce projet de recherche, la méthode utilisant l'amplitude maximale des signaux EMG (RMS_{MAX}) lors des CMVs est celle qui sera utilisée car elle est la seule capable de quantifier l'effort relatif des groupes musculaires par rapport à sa valeur maximale et permettrait non seulement les comparaisons entre les tâches expérimentales, mais aussi les comparaisons entre les individus et les groupes musculaires. Nous traiterons de ce sujet plus en détail dans la prochaine section.

1.6.4 Taux d'Utilisation Musculaire (TUM)

Le TUM est défini comme le rapport entre la demande mécanique imposée à un groupe de muscles dans une activité et la capacité maximale de ce groupe musculaire. Ce rapport est multiplié par 100 pour avoir un taux exprimé en pourcentage. Le TUM exprime donc la proportion de la capacité maximale qui est utilisée par un groupe musculaire pour accomplir une tâche spécifique. Plus le TUM est élevé, plus l'effort effectué par le groupe musculaire est important. Le TUM est généralement calculé avec l'approche EMG (Ericson, Nisell, & Ekholm, 1986) ou avec l'approche mécanique (Nadeau, Gravel, Arsenault, & Bourbonnais, 1996). L'approche EMG fait tout simplement référence à la

procédure de normalisation des signaux EMG car le taux d'utilisation EMG est déterminé en faisant le ratio entre l'EMG mesuré dans une tâche et l'EMG produit lors d'une CMV statique ou dynamique (RMS_{MAX}). Le taux d'utilisation mécanique, par contre, est obtenu en faisant le rapport du moment de force exigé par la tâche et celui mesuré lors d'un effort maximal sur le dynamomètre. Tel que déjà dit, seulement l'approche EMG sera utilisée ici.

Il est important de souligner que certains facteurs peuvent toutefois influencer une des mesures nécessaires au calcul du TUM. En effet, le RMS_{MAX} (dénominateur du TUM) correspond à l'activation la plus élevée que pourrait produire les muscles lors d'une CMV, et ceci dans des conditions comparables à celles observées aux tâches expérimentales. Ainsi, cette variable risque d'être affectée chez des sujets pathologiques tels que les personnes souffrant d'une lombalgie. Il est bien connu que les sujets lombalgiques chroniques ont peur de générer de la douleur ou de se blesser lors d'une CMV (Hirsch, Beach, Cooke, Menard, & Locke, 1991; Leino & Hasan, 1987; Oddsson & De Luca, 2003). À ce moment, la mesure prise serait en fonction de leur capacité à tolérer la douleur et même de leur degré de motivation à fournir un effort maximal, ce qui en retour se traduirait par un faux dénominateur. Conséquemment, cela aurait pour effet de sous-estimer l'effort relatif des deux groupes musculaires (spinaux, extenseurs de la hanche) étudiés et cela, dans des proportions différentes car les efforts maximaux des muscles spinaux risqueraient d'être sous-estimés. Pour ces raisons, nous évalueront uniquement des sujets sains (sans douleur au niveau lombaire) afin d'obtenir une vraie CMV (ex: représentant la vraie capacité musculaire) et ainsi être capable de mieux juger la valeur clinique (ou physiologique) des effets observés.

Un autre élément important à respecter dans le calcul du TUM est la longueur des muscles (ou l'angle articulaire), notamment lorsque la tâche est de nature dynamique, car la position relative entre l'électrode et le muscle change en raison du mouvement de la peau et la quantité d'EMG varie en fonction du nombre d'UMs actives sous l'électrode. Pour étudier la marche par exemple, certains auteurs (Burden et coll. 2003; Yang et coll. 1984) utilisent la méthode de CMV en mode statique du dynamomètre comme référence dans la procédure de normalisation du signal EMG. Cette méthode est toutefois questionnable si l'angle de référence utilisé lors de la CMV statique ne correspond pas aux angles évalués lors de la tâche dynamique car il y aurait possiblement une sous-estimation de la contribution relative des groupes musculaires impliqués. D'ailleurs, Mirka (1991) a démontré une grande marge d'erreur dans la normalisation EMG des muscles spinaux quand l'angle de référence était pris de façon arbitraire et sans correspondance avec l'angle de la tâche dynamique. Afin de réduire l'influence de ce biais (longueurs musculaires) dans la présente thèse, le RMS_{MAX} des muscles spinaux sera donc mesuré au milieu de l'étendue de mouvement d'extension et flexion du tronc lors de l'exercice. En effet, l'angle de référence pour le calcul du TUM sera situé à l'intérieur d'une plage de mouvement réduit (20°) par rapport à l'excursion totale du tronc (40°) durant l'exercice (procédure illustrée à la Figure 1.7). Pour les muscles extenseurs de la hanche, le RMS_{MAX} sera mesuré à une position (ex: un seul angle de référence) similaire à la position des segments (hanche et membres inférieurs) dans les exercices (illustration à la Figure 1.7). Malgré le mouvement de la hanche lors de l'exercice d'extension et flexion du tronc, les longueurs musculaires seraient moins variables pour ce groupe musculaire car les membres inférieurs ne génèrent pas de mouvement comparativement au tronc. Finalement, le type de contraction

musculaire peut aussi jouer un rôle important lors de l'utilisation de cette approche EMG. Bien qu'une CMV dynamique aux angles et vitesses spécifiques de la tâche apparaisse plus appropriée d'un point de vue « validité externe », une CMV statique (sans mouvement) dans le milieu de l'étendue de mouvement sera utilisée ici car plus facile à exécuter.

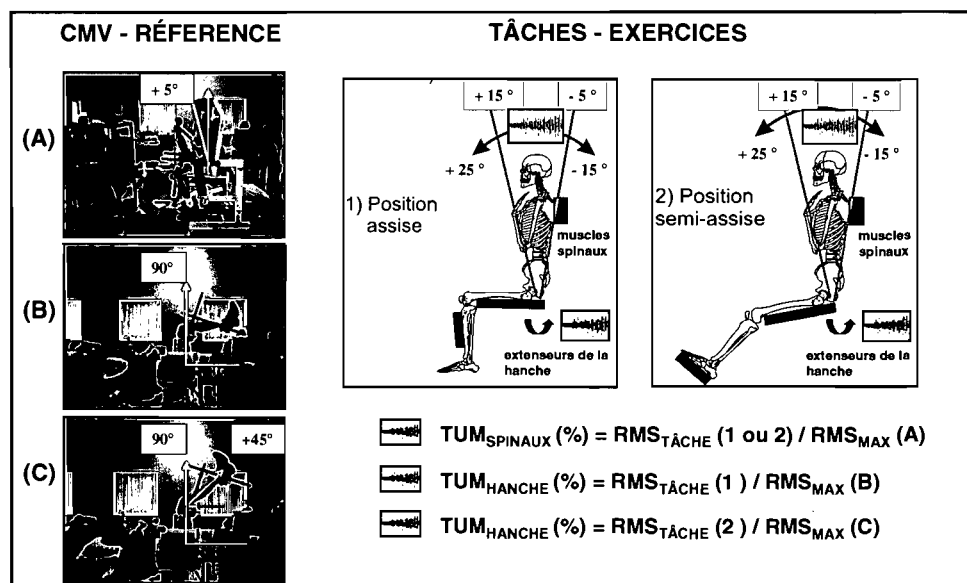


Figure 1.7. Positions des segments pour le calcul du TUM

(A) CMV statique pour les muscles spinaux (angle de référence à 5° de flexion du tronc).

(B) et (C) CMV statique pour les muscles extenseurs de la hanche, angle de référence: (B) hanche et genou à 90° et (C) hanche à 90° et genou à 45° de flexion).

Tâches: (1) position assise et (2) position semi-assise lors de l'exercice d'extension et flexion du tronc (étendue de mouvement en extension pour l'analyse EMG: 20°).

Le TUM est calculé par le ratio entre l'EMG mesuré dans les tâches (1 ou 2) et l'EMG produit lors de la CMV statique (A, B, C).

1.6.5 Évaluation de la fatigue musculaire

Avant de discuter des méthodes d'analyse fréquentielle du signal EMG utilisées pour quantifier la fatigue (volet I de la thèse), il est important d'exposer brièvement les mécanismes de fatigue périphérique et centrale. Tout d'abord, la fatigue musculaire est un phénomène continu qui s'installe progressivement dans le temps et est définie par une diminution de la capacité à produire une force ou une puissance maximale (Bigland-Ritchie, Rice, Garland, & Walsh, 1995). La fatigue périphérique est celle qui survient au niveau du muscle. Plusieurs mécanismes ont été suggérés pour expliquer l'apparition de cette fatigue (Enoka & Stuart, 1992): a) déficience de la transmission synaptique, b) déficience de la propagation du potentiel d'action au niveau de la membrane musculaire, c) problème dans le couplage excitation-contraction, d) manque de substrats (PC, glycogène, Na^+ , etc), e) accumulation de métabolites (lactate et ions H^+). Il n'est pas exclu qu'un mécanisme influence un autre. Par exemple, l'accumulation d'ions H^+ peut affecter le couplage excitation-contraction (Fitts & Metzger, 1988). En ce qui concerne la fatigue centrale, c'est celle qui résulte d'une baisse de la commande du système nerveux central (i.e. diminution du nombre d'impulsions nerveuses) pour générer la force (Gandevia, 1998). Cette dernière est plus difficile à évaluer car requiert l'utilisation de la stimulation électrique (e.g. le muscle est "commandé" artificiellement sans l'effort volontaire de l'individu). En fait, il s'agit de comparer la force maximale de façon volontaire avec la force obtenue artificiellement avec la stimulation électrique et ceci pendant la tâche de fatigue statique ou intermittente (Bigland-Ritchie et coll. 1995). Fait intéressant, le parallélisme des diminutions de la force maximale volontaire et de la force obtenue par stimulation montre qu'il n'y a pas une baisse de la commande centrale pour des individus très motivés (Bigland-Ritchie, Furbush, & Woods,

1986), ce qui suggère une cause périphérique à la fatigue. Par ailleurs, une tâche à basse intensité et de longue durée pourrait inférer à la présence de la fatigue centrale car les facteurs tels que la concentration, la motivation, la distraction, l'inconfort et la douleur ressentie par l'individu prennent de plus en plus d'importance dans ces conditions (Bigland-Ritchie et coll. 1995; Sahlin, 1992).

1.6.5.1 Critères de fatigue

La fatigue musculaire peut être mesurée avec des critères mécaniques, électromyographiques, ou subjectifs. Parmi les mesures directes de fatigue musculaire, le déclin de la force maximale volontaire mesuré durant ou après une tâche (isométrique, intermittente ou dynamique) est considéré comme un critère mécanique de fatigue musculaire. Un autre critère mécanique est le temps-limite (le temps maximal durant lequel une force donnée peut être maintenue) mesuré lors de contractions sous-maximales. Ce critère est la mesure étalon généralement utilisée dans la littérature pour évaluer la validité des indices EMG pour quantifier la fatigue des muscles spinaux (Dedering et coll. 1999; Dolan, Mannion, & Adams, 1995; Kankaanpaa, Taimela, Webber, Airaksinen, & Hanninen, 1997b; Kankaanpaa et coll. 1997a; Mannion & Dolan, 1994). Le temps-limite correspond à l'apparition d'un seuil d'épuisement local (temps à l'épuisement) qui dépend de la valeur de la force maintenue. En effet, ce critère n'est qu'une mesure indirecte de fatigue (Vollestad, 1997) car l'épuisement fait référence à un événement ponctuel alors que la fatigue implique un processus graduel (diminution de la capacité maximale à produire de la force). Bien que la fatigue mène éventuellement à l'épuisement, il apparaît que les

mécanismes impliqués sont partiellement différents (Vollestad, 1997). Ce critère est toutefois préféré aux mesures directes de la fatigue car les méthodes basées sur l'électrostimulation ne sont pas applicables avec les muscles spinaux et la mesure du taux de décroissance de la force maximale, impliquant des mesures répétées (à intervalles réguliers) de la force maximale durant la tâche, interfère avec la tâche.

L'EMG de surface est une autre mesure intéressante pour quantifier la fatigue car elle permet de détecter la progression de la fatigue musculaire (critère physiologique) avant même que les muscles ne présentent une baisse de force (critère mécanique) (Mannion, Connolly, Wood, & Dolan, 1997). Cette mesure permet une évaluation purement objective de la fatigue musculaire lors de contractions sous-maximales de durée limitée car elle est théoriquement indépendante de la motivation des sujets (De Luca, 1984). D'ailleurs, nous décrirons ces mesures EMG, dorénavant appelées indices EMG, dans les prochaines sections. Contrairement au critère de temps-limite qui révèle l'endurance dans sa globalité, les indices EMG sont spécifiques à la fatigue de chaque muscle investigué. Les études de validation des indices EMG pour les muscles spinaux démontrent des corrélations variant de pauvre à excellente ($r = 0.25-0.94$) entre les différents indices EMG utilisés et le temps-limite (mesure étalon de fatigue musculaire) et pour des contractions isométriques et dynamiques (Dolan et coll. 1995; Kankaanpää et coll. 1997b). De façon générale, les corrélations entre ces deux mesures (EMG et temps-limite) dépendent du type d'indice EMG utilisés, du nombre de muscles évalués et du protocole utilisé (charge, type de contraction etc.).

Finalement, une mesure de nature subjective telle que l'échelle de Borg (Borg, 1982) est de plus en plus utilisée pour valider les mesures objectives telles que celles basées sur les indices EMG (Dedering et coll. 2000; Kankaanpaa et coll. 1997a; Kumar, Fagarasanu, Narayan, & Prasad, 2006). En effet, l'échelle de Borg corrèle significativement avec les indices EMG (Dedering et coll. 1999; Kankaanpaa et coll. 1997a) et a été démontrée fidèle pour évaluer la fatigue des muscles spinaux (Dedering et coll. 2000). Cette mesure se traduit par un critère subjectif de fatigue car elle est basée sur la perception subjective de l'individu vis-à-vis son effort physique durant ou après un épreuve (Borg, 1982). Or, il n'y a pas de définition spécifique de la perception de la fatigue. Le terme perception peut être défini comme « la prise de connaissance sensorielle du monde extérieur effectuée en relation avec l'expérience et la pensée, et s'accompagnant d'un processus d'intégration émotionnelle et d'interprétation des informations sensorielles recueillies » (Le grand dictionnaire terminologique, 2002). Cette mesure, en plus de la mesure du temps à l'épuisement, sera utilisée au volet I de cette thèse pour documenter la validité des indices EMG. L'échelle de Borg utilisée ici est d'ailleurs illustrée dans la section des annexes de cette thèse (ANNEXE C).

1.6.5.2 Méthodes d'analyse fréquentielle des signaux EMG

Il y a différents méthodes d'analyse fréquentielle du signal EMG pour évaluer la fatigue musculaire (Merletti & Parker, 2004). Dans la présente thèse (volet I), seulement les méthodes d'analyses de Fourier et d'Ondelettes seront exposées et d'ailleurs discutées dans les prochaines sections. En bref, ces deux méthodes d'analyses permettent de calculer le

spectre de puissance du signal EMG pour détecter le phénomène de fatigue musculaire. Les effets de la fatigue musculaire se manifestent sur le contenu fréquentiel du spectre du signal EMG et se traduisent généralement par une compression du contenu fréquentiel vers les basses fréquences. La fréquence médiane (FM) du spectre de puissance du signal EMG (mesure de tendance centrale qui divise le spectre en deux parties égales) est généralement la mesure utilisée pour documenter ce phénomène de fatigue et ceci lors d'une contraction isométrique et/ou dynamique (illustration de cette mesure à la Figure 1.8). Cette FM est hautement corrélée avec la vitesse de conduction moyenne des potentiels d'action des fibres musculaires recrutées sous l'électrode de surface (Eberstein & Beattie, 1985; Lindstrom, Magnusson, & Petersen, 1970), laquelle a aussi un fort lien avec le diamètre des fibres musculaires recrutées (Andreassen & Arendt-Nielsen, 1987). La diminution de la FM avec la fatigue est attribuable principalement à une diminution de la vitesse de conduction musculaire (Andreassen et coll. 1987; Eberstein et coll. 1985; Sadoyama, Masuda, Miyata, & Katsuda, 1988), qui à son tour serait potentiellement due à l'accumulation de lactate dans le muscle (Tesch & Wright, 1983) ou à des changements dans la concentration ionique de potassium (Sjogaard, 1987).

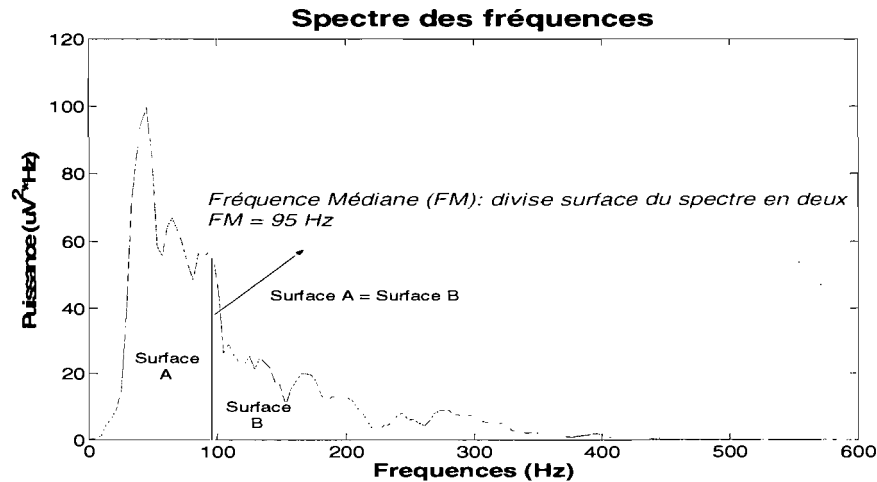


Figure 1.8. Calcul de la fréquence médiane (FM) du spectre de puissance

La FM représente une statistique de tendance centrale de la distribution des fréquences de spectre entier

1.6.5.3 Transformées de Fourier

Une méthode traditionnelle d'analyse fréquentielle qui est généralement utilisée dans la littérature est la transformation de Fourier (Merletti, Farina, & Rainoldi, 2004). Brièvement, un signal EMG peut être exprimé par une combinaison infinie de sinus et cosinus avec des amplitudes, fréquences et phases spécifiques. Cette somme infinie est la série de Fourier. En d'autres mots, la transformation de Fourier décompose le signal de différents fréquences mais à l'infini (illustration à la Figure 1.9), ce qui est idéal pour des signaux stationnaires, c'est-à-dire des signaux dont les propriétés ne changent pas avec le temps (Merletti et coll. 2004). Une analyse temporelle du contenu fréquentiel des signaux EMG est possible avec une série de transformations rapides de Fourier à l'aide de fenêtres successives positionnées dans le temps (TRF ou nommé « short-time Fourier Transform : STFT » par les auteurs AngloSaxons, illustration à la Figure 1.9B).

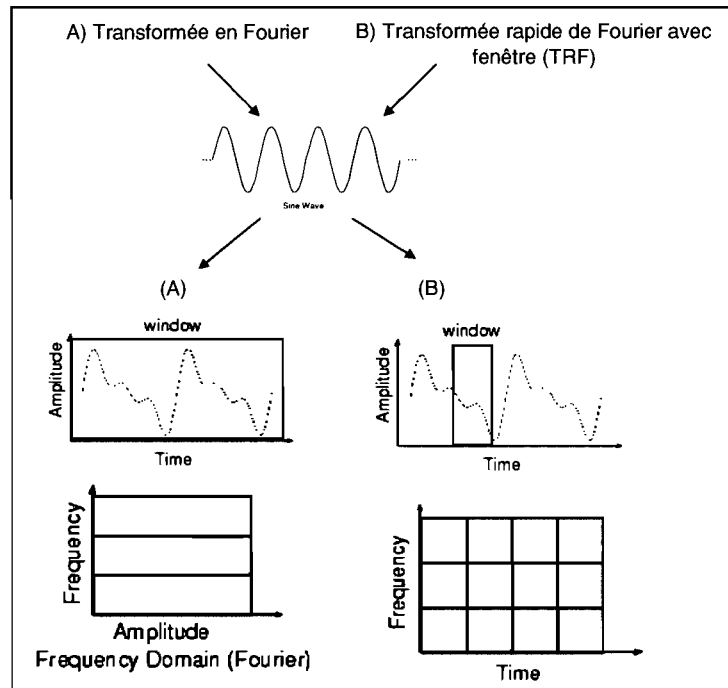


Figure 1.9. Analyses de Fourier

La TRF est généralement utilisée pour quantifier la fatigue lors des contractions isométriques, à un niveau d'intensité donné, où les signaux EMG sont généralement stationnaires (De Luca, 1984; Mannion et coll. 1994; Roy et coll. 1989), ceci afin de contrôler certaines variables (changement de force, vitesse et longueur musculaire) qui affectent la stationnarité du signal EMG (Bonato, 1996) et conséquemment la précision des estimés spectraux (Karlsson, Yu, & Akay, 2000). Il est évident que dans le contexte de la présente thèse, il serait préférable de quantifier la fatigue musculaire durant des contractions dynamiques car la plupart des exercices impliquent ce type de contraction. Certaines études ont fait un pas dans ce sens en démontrant qu'il est possible de détecter la fatigue musculaire en condition dynamique avec TRF (Kankaanpää et coll. 1997a; MacIsaac, Parker, & Scott, 2001). Cependant, afin de réduire les effets néfastes de non-

stationnarité du signal EMG, les tâches et les mesures doivent être suffisamment standardisées de manière à analyser les portions d'EMG correspondant à une posture et une charge comparable d'une fenêtre d'analyse à l'autre (dans le temps). De plus, afin de réduire la variabilité des estimés, plusieurs mesures doivent être moyennées. Standardiser une tâche dynamique implique le contrôle de l'amplitude et de la vitesse de mouvement tout en contrôlant la force, alors que le seul paramètre à contrôler étant la force lors de contractions statiques. Malgré ces difficultés, des effets d'entraînement en endurance et en force ont été détectés avec ce type d'analyse pour les muscles spinaux (Kankaanpää, Taimela, Airaksinen, & Hanninen, 1999).

1.6.5.4 Transformées par Ondelettes

L'analyse par Ondelettes (OND ou connue comme « Wavelets analysis ») est une transformée d'analyse EMG relativement nouvelle permettant de composer avec des signaux non stationnaires (Bonato, 1996; Karlsson & Gerdle, 2001; von Tscharner, 2000) et de quantifier la fatigue musculaire en condition dynamique (Hostens, Seghers, Spaepen, & Ramon, 2004; Sparto et coll. 1999). En bref, cette analyse décompose le signal EMG en versions translatées et/ou dilatées (se contracte ou se dilate, illustration à la Figure 1.10A) afin de s'ajuster ou de se modifier à l'échelle fréquentielle (« frequency scale ») et à la longueur des fenêtres (position ou « time ») analysées (Samar et coll. 1999), ce qui permet toujours une information temporelle et fréquentielle du signal EMG à n'importe quel événement musculaire (illustration à la Figure 1.10C).

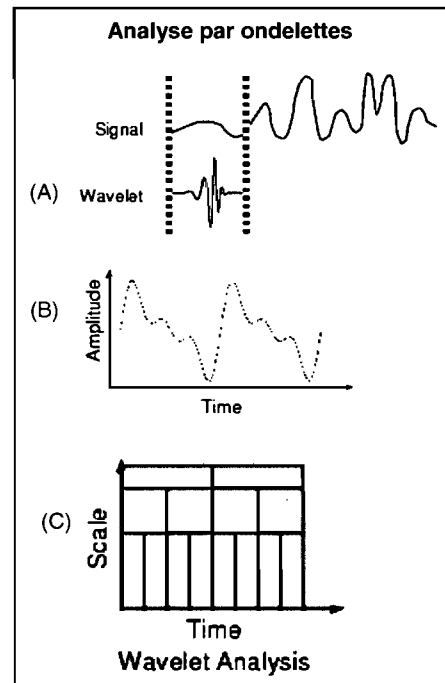


Figure 1.10. Analyses par Ondelettes

Les transformées par OND ont l'avantage d'accroître la résolution des estimations du contenu fréquentiel du signal EMG car elle peut agir comme un « microscope mathématique » permettant de faire le focus sur certaines caractéristiques du signal EMG qui se produisent dans une bande de fréquences spécifique (Samar et coll. 1999). En effet, la résolution accrue apportée par les transformées en OND permettrait de réduire les erreurs d'estimation du contenu fréquentiel du signal EMG par rapport aux estimations faites avec les TRF (Karlsson, Yu, & Akay, 1999; Karlsson et coll. 2000). Cela laisse à croire que les phénomènes physiologiques étudiés seraient alors détectés par OND avec plus de précision et moins d'erreurs, ce qui permettrait de mieux discriminer des groupes de sujets ou de détecter des différences entre les muscles.

Cette analogie par bandes de fréquences avec OND, c'est-à-dire des différentes zones du spectre des fréquences pour observer par exemple le phénomène physiologique de fatigue musculaire, a aussi été développée avec TRF (illustration à la Figure 1.11) pour des contractions statiques seulement (Dolan et coll. 1995). Le phénomène de fatigue observé avec cette analyse se traduit par un déplacement de la puissance du signal EMG dans les régions de basses fréquences, c'est-à-dire une augmentation relative de la puissance dans la région des basses fréquences et une diminution de celle au niveau des hautes fréquences (Dolan et coll. 1995). Dolan et coll. (1995) ont d'ailleurs démontré que les indices EMG de fatigue calculés avec les bandes de basses fréquences étaient plus sensibles ainsi que plus fidèles que la FM pour quantifier la fatigue des muscles spinaux. Sparto, Parnianpour, Barria, & Jagadeesh (2000) ont aussi démontré une sensibilité accrue au niveau des indices EMG calculés avec OND dans cette même région d'analyses.

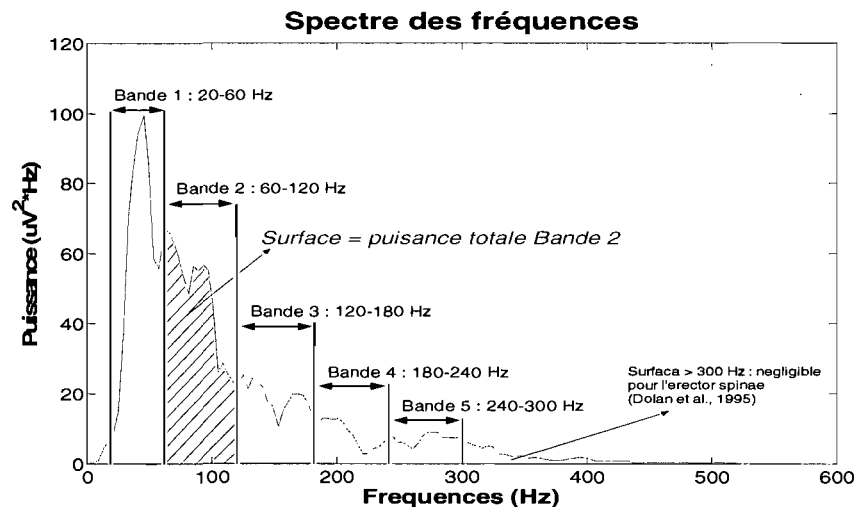


Figure 1.11. Analyses par bandes de fréquences

Calcul de la surface (puissance ou énergie du signal) associées à différentes bandes de fréquences (ex: $n = 5$) qui couvrent la presque totalité du spectre entier. Il s'agit d'une analyse plus détaillée du spectre de manière à suivre certains phénomènes physiologiques qui se traduisent dans des bandes de fréquences spécifiques.

1.6.5.5 Fourier versus Ondelettes (Fatigue musculaire)

Tel que mentionné, la quantification du changement du spectre des fréquences du signal EMG avec la fatigue se fait généralement avec des statistiques de tendance centrale telles que la FM. Cependant, la littérature supporte aussi l'utilisation de différentes zones (bandes) du spectre des fréquences pour mieux suivre l'évolution de phénomènes physiologiques étudiés (Dolan et coll. 1995; Samar et coll. 1999). Dans la présente thèse, les deux types d'analyses: (1) tendance centrale (FM) et (2) locale (bandes de fréquences) seront calculées avec les deux transformées (TRF et OND) des signaux EMG.

De façon générale, différentes études ont utilisé ces deux types d'analyses du contenu spectral (centrale ou locale) pour comparer TRF avec OND, et ceci lors de conditions statiques (Karlsson et coll. 1999; Sparto et coll. 2000) et dynamiques (Hostens et coll. 2004; Karlsson et coll. 2000; Sparto et coll. 1999). En bref, des estimés spectraux calculés avec TRF (ex: fréquence moyenne) et OND (ex :fréquence moyenne instantanée ou « instantaneous mean frequency ») ont été démontré très corrélés ($r > .90$) lors des contractions menant à la fatigue en situation statique et dynamique (Hostens et coll. 2004). D'autres résultats similaires ($r > .90$) ont aussi été obtenus avec les valeurs des pentes calculées à partir des bandes de fréquences et lors de contractions statiques (Sparto et coll. 2000).

En ce qui concerne la validité de la mesure, seulement Sparto et coll. (1999) ont évalué la validité de critère des indices EMG de fatigue musculaire basés sur l'OND lors des efforts dynamiques des muscles spinaux. Bien que les résultats étaient positifs (corrélations jusqu'à -0.80 avec leur critère de fatigue – le déclin de la force), ces auteurs n'ont malheureusement pas comparé TRF et OND avec les mêmes techniques d'analyses

pour quantifier le spectre de fréquence (statistiques de tendance centrale versus analyses par bandes de fréquences), c'est-à-dire en considérant les mêmes indices EMG de fatigue dans les deux cas. Un autre critère qui n'a jamais été évalué pour comparer les deux méthodes est la fidélité test-retest. Cette propriété de mesure pourrait être un critère intéressant de comparaison car l'OND serait apparemment moins affectée par les erreurs d'estimation du contenu fréquentiel (Karlsson et coll. 1999; Karlsson et coll. 2000), ce qui laisse croire à une meilleure fidélité de la mesure. Le volet I de la présente thèse permettra en fait d'investiguer cette hypothèse.

Finalement, l'avantage d'OND sur TRF est moins évident lorsque le phénomène de fatigue musculaire est évalué dans le temps. En effet, la similarité entre TRF et OND lors de l'évaluation de la fatigue pourrait être expliquée par un effet de « moyennage » inhérent au calcul des indices EMG de fatigue. La pente (indice EMG de fatigue) est comparable à un processus de moyennage (une régression linéaire à travers plusieurs points moyennés) telle qu'illustré à la figure 1.12. Certaines études ont d'ailleurs démontré que le moyennage réduit l'effet nuisible de la non-stationnarité du signal EMG (MacIsaac et coll. 2001) ainsi que la variabilité et les erreurs des estimés spectraux calculés (Farina & Merletti, 2000). Ainsi, il serait intéressant de savoir si cet effet contribue vraiment à l'association entre TRF et OND lors d'une tâche dynamique de fatigue. Cette démonstration n'a jamais été réalisée jusqu'à maintenant.

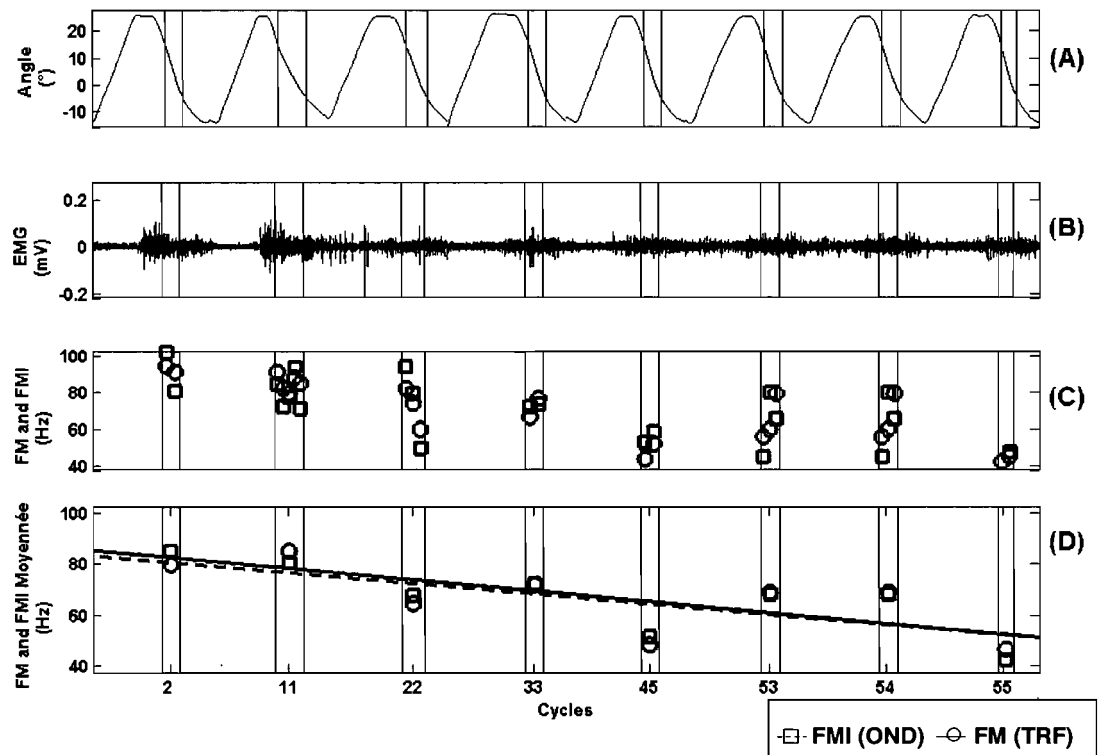


Figure 1.12. Effet du moyennage

(A) L'angle de flexion/extension du tronc. (B) Le signal EMG brut. (C) Les estimés spectraux: FM (TRF) ou fréquence médiane instantanée (FMI: OND) calculés à travers une fenêtre de 250 ms pour chaque cycle lors de l'extension du tronc (portion concentrique). (D) Effet du moyennage: (1) FM et FMI moyennées dans chaque cycle, ce qui représente une première étape de moyennage (une valeur par cycle) avant la régression linéaire; et (2) une ligne de régression appliquée à travers les points moyennés, ce qui représente une deuxième étape de moyennage pour arriver à l'indice de fatigue (la pente). Cette figure illustre un exemple pour un sujet de l'étude.

CHAPITRE 2: Objectifs et hypothèses de recherche

2.1 Mise en contexte du projet de recherche

Le présent projet de recherche comporte trois volets. Le volet I permettra de déterminer la meilleure transformée d'analyses EMG pour quantifier la fatigue des muscles spinaux en situation dynamique. Les résultats de ce volet serviront au volet III du projet de recherche. Le deuxième volet du projet de recherche permettra d'évaluer l'effort relatif des muscles extenseurs de la hanche et spinaux lors de différentes modalités d'exercices sur la chaise romaine et l'appareil de musculation. Les résultats de l'exercice sur la chaise romaine ne seront pas comparés aux résultats avec appareil car la charge imposée par ces deux types d'exercice est totalement différente, ce qui rend cette comparaison superflue. Ce volet du projet de recherche permettra de sélectionner la meilleure modalité d'exécution pour chaque type d'exercice (chaise romaine, appareil) en évaluant l'effort relatif (le TUM) des groupes musculaires impliqués lors des premiers cycles de flexion-extension. Le troisième volet du projet de recherche, qui ne sera pas présenté dans cette thèse, permettra finalement d'évaluer si la meilleure modalité d'exercice sur la chaise romaine et la meilleure modalité sur l'appareil (sélectionnées au volet II) permet de fatiguer plus rapidement les extenseurs de la hanche que les muscles spinaux et ceci chez des sujets lombalgiques chroniques. Dans ce volet, la comparaison entre les sujets asymptomatiques et ceux souffrant d'une lombalgie chronique sera réalisée.

2.2 Objectifs concernant le volet I du présent projet de recherche

L'objectif général du volet I de la présente thèse est de comparer la validité de critère (corrélation entre les indices EMG et les critères de fatigue: temps-limite et échelle de Borg) et la fidélité test-retest des indices EMG de fatigue calculés à partir des deux transformées d'analyses EMG (TRF et OND).

Objectif spécifique 1: Documenter les effets du moyennage sur les indices EMG de TRF et d'OND.

Objectif spécifique 2: Comparer les valeurs des pentes entre TRF et OND.

2.2.1 Hypothèses associées au volet I

Hypothèse 1: Les indices EMG de fatigue musculaire issus des traitements de signaux EMG avec TRF et OND seraient comparables.

Hypothèse 2: La similarité entre les indices EMG de fatigue musculaire issus des deux transformées serait expliquée par l'effet du moyennage sur les indices EMG.

2.3 Objectifs concernant le volet II du présent projet de recherche

L'objectif général du volet II est d'estimer, avec l'EMG de surface, l'effort relatif des muscles extenseurs de la hanche et des muscles spinaux lors de différentes modalités d'exercices sur la chaise romaine (n = 3 modalités) et l'appareil de musculation (n = 6 modalités).

Objectif spécifique 1: Évaluer l'effet de la stabilisation du bassin lors de ces deux types d'exercices.

Objectif spécifique 2: Évaluer l'effet de la position des membres inférieurs lors de ces deux types d'exercices.

Objectif spécifique 3: Comparer les valeurs des TUMs entre les hommes et femmes participant à cette étude.

2.3.1 Hypothèses associées au volet II

Hypothèse 1: La stabilisation du bassin et/ou le changement de la position des membres inférieurs pourrait impliquer une plus petite activation des muscles extenseurs de la hanche et ainsi une plus grande activation des muscles spinaux.

Hypothèse 2: Les résultats concernant les deux effets principaux investigués (stabilisation du bassin et position des membres inférieurs) seraient généralisables aux deux genres.

CHAPITRE 3: Méthodologie

3.1 Méthodologie concernant les deux volets (I et II)

Tout d'abord, ce projet de recherche fut accepté par le comité d'éthique du Centre de Recherche Interdisciplinaire en Réadaptation (CRIR) de la région métropolitaine, pour le site de l'Institut de réadaptation de Montréal (ANNEXE B). Pour chaque volet du projet de recherche, le recrutement des sujets a été fait jusqu'à ce que le nombre de sujets requis ait été atteint. Le recrutement de nouveaux sujets d'un volet à l'autre fut fait lorsque nécessaire car chaque volet était indépendant de l'autre. Le recrutement des sujets a été réalisé par des annonces sur babillards (ANNEXE C). Pour chaque volet, les sujets ont reçu le formulaire de consentement éclairé et ont dû le signer pour leur participation (formulaires à l'ANNEXE A).

La méthodologie (incluant les procédures, tâches expérimentales, analyses statistiques etc.) ainsi que les résultats et leur discussion concernant chaque volet de recherche seront présentés dans les articles scientifiques qui font parti de cette thèse afin d'éviter la redondance des informations. En effet, les deux volets de recherche se différencient en ce qui a trait à la méthodologie (sujets, procédures expérimentales, tâches) ainsi que les variables utilisées (ex: volet I: indices EMG de fatigue alors que volet II: TUM). Certains détails méthodologiques qui ne sont pas présentés dans les articles scientifiques seront toutefois présentés dans les prochaines sections et des informations complémentaires seront exposées en annexe (ANNEXE C).

3.2 Premier volet: Évaluation de la fatigue (*Fourier versus Ondelettes*)

L'information complémentaire présentée pour le volet I permet de justifier et de mieux comprendre le choix de la tâche de fatigue utilisée. La tâche dynamique de fatigue de cette étude a été développée dans un but de mieux inférer l'endurance des muscles spinaux en relation avec des tâches de travail ou des tâches de la vie quotidienne. Bien que nous n'ayons pas évalué des sujets lombalgiques, la charge n'a pas été déterminée en fonction de la force des sujets (charge relative) car les sujets lombalgiques chroniques sont réticents à produire des efforts maximaux étant donné leur crainte de la douleur et la peur de nouvelles blessures. Cette charge était donc déterminée en fonction de la masse du haut du corps (ou masse du tronc) qui est estimée à 60 % de la masse totale du corps (voir ANNEXE C la procédure d'estimation de la charge pour cette étude). Cette charge n'est ni relative (par rapport à la force maximale volontaire), ni absolue (moment en extension à L5-S1 fixe pour tous les sujets) mais apparaît être « fonctionnelle » dans le sens que chaque individu doit être capable de lever leur propre tronc (masse haut du corps) dans les activités de tous les jours.

Il est aussi important de souligner que ce test de fatigue fut réalisé avec un dynamomètre, nommé Biodex (Biodex Medical Systems, Inc., New York;), qui est valide et fiable pour l'évaluation de la fonction musculaire (Holmback, Porter, Downham, & Lexell, 1999; Taylor, Sanders, Howick, & Stanley, 1991). Nous nous sommes inspirés d'études antérieures, réalisées avec d'autres dynamomètres (Kankaanpaa et coll. 1997a; Sparto et coll. 1999), pour développer notre protocole de mesure. Cependant, nous avons constaté avec une étude pilote réalisée auprès de dix sujets pour raffiner toutes les mesures (charge, étendue du mouvement, vitesse et mode de contraction), que les protocoles

provenant de ces études (Kankaanpää et coll. 1997a; Sparto et coll. 1999) étaient difficilement applicables. Par exemple, le protocole de mesure de Sparto et coll. (1999) consistait à produire, avec un dynamomètre isocinétique en position debout, des cycles de flexion-extension du tronc entre 5° d'extension et 35° de flexion (étendue totale de 40°). Cependant, nous avons constaté, avec nos sujets pilotes (en position assise), que la flexion lombaire de 35° induisait le phénomène de flexion-relaxation (Floyd & Silver, 1955), c'est-à-dire la disparition de l'activité EMG des muscles superficiels vers la fin de la flexion, ce qui est problématique lorsque l'on veut quantifier la fatigue musculaire avec l'EMG de surface. Nous avons donc changé le mouvement pour obtenir 15° d'extension et 25° de flexion (étendue totale toujours de 40°) afin de favoriser la disparition de ce phénomène de flexion-relaxation, ce que nous avons évidemment vérifié. De plus, Sparto et coll. (1999) ont utilisé le mode isocinétique de contraction à une vitesse de 20°/s lors du test de fatigue en situation dynamique et les sujets contrôlaient la force produite (force constante sur toute l'étendue de mouvement) à l'aide d'une rétroaction visuelle de leur performance. Ce mode de contraction est favorable pour conserver la vitesse de mouvement constante mais le contrôle de la force s'est avéré beaucoup plus difficile que prévu car aucun des sujets pilotes n'arrivait à conserver la charge constante lors des cycles de flexion-extension du tronc. Ceci peut s'expliquer par le fait que la relation tension-longueur des muscles extenseurs du dos change tout au long du mouvement, ce qui rend très difficile de conserver la force constante. Étant donné qu'un test de fatigue doit être relativement facile à exécuter, nous avons donc opté pour le mode isotonique du dynamomètre, ce qui correspond d'ailleurs à ce que Kankaanpää et coll. (1997b) ont fait. Dans ce nouveau mode, le sujet devait produire une force contre la charge générée par le dynamomètre (charge isotonique

constante) lors de la phase d'extension du tronc (contraction concentrique) alors que le dynamomètre produisait le moment vers l'avant (mode passif du Biodex) de manière à permettre au sujet de relâcher lors de la phase de flexion du tronc. Une rétroaction visuelle a été fournie au sujet afin qu'il génère la vitesse du mouvement voulue au long de chaque cycle de flexion-extension (2 s aller + 2 s retour = 4 s totale). Cette approche était donc contraire à celle de Sparto car c'est la vitesse qui était conservée constante et non plus la charge. Toutefois, il est intéressant de mentionner que le mode isotonique de contraction est très similaire aux activités de tous les jours et comparable aux exercices utilisés dans les cliniques et salles de musculation. Conséquemment, cela donne des avantages au niveau de la généralisation des résultats et l'implication de ce protocole pour mieux évaluer les bienfaits de l'entraînement en endurance des muscles spinaux chez des sujets lombalgiques.

3.3 Deuxième volet: Évaluation des modalités d'exercices (chaise romaine et appareil)

En bref, vingt-deux sujets sains (11 hommes et 11 femmes), différents du volet I, âgés entre 20 et 55 ans ont participé dans cette étude. Ce qui est important de comprendre ici est que ces mêmes sujets ont réalisé, dans une même séance au laboratoire, les modalités d'exercices propres à la chaise romaine et à l'appareil de musculation (Biodex). En fait, pour cette étude, deux séances d'évaluation ont été nécessaires. La première séance (résumé au Tableau 3.1) fut pour familiariser les sujets avec toutes les modalités d'exercices (chaise romaine et appareil) et aussi pour évaluer l'effet de différentes modalités d'exercice de musculation ($n = 6$) sur la force maximale du dos et sur l'étendue de mouvement lombaire (résultats présentés seulement dans l'article #3). La deuxième séance (résumé au Tableau 3.2) fut pour évaluer, avec l'EMG de surface, le TUM des muscles extenseurs de la hanche

et muscles spinaux lors des exercices sur la chaise romaine (article #2) et l'appareil de musculation (article #3).

Le critère d'effort relatif, qui a été quantifié à l'aide de l'EMG en calculant le TUM, a été utilisé ici car c'est ce critère qui détermine principalement la fatigue musculaire. Le choix de ce critère a permis d'obtenir les mesures requises avant que la fatigue musculaire se produise, c'est-à-dire avec seulement quelques cycles de flexion-extension du tronc ($n = 5$). Cela a l'énorme avantage de pouvoir réaliser plusieurs modalités d'exercice dans une même séance d'évaluation en laboratoire, en prenant soin d'allouer des périodes de repos suffisantes, qui ont variées entre 2 à 5 minutes ici. Réaliser chaque modalité d'exercice jusqu'à la fatigue aurait nécessité une période de récupération beaucoup plus importante, ce qui aurait rendu une telle étude pratiquement irréalisable.

La réalisation de cette étude n'a pas été possible sans une étude pilote auparavant pour bien raffiner la procédure expérimentale (résumé aux Tableaux 3.1 et 3.2) et le choix des exercices à évaluer. Tout d'abord, nous avons testé l'utilisation d'électrogoniomètres pour documenter les mouvements de la hanche et du tronc lors des exercices, cela dans le but de connaître la position des segments pour permettre une éventuelle normalisation des signaux EMG en dynamique. Cependant, des problèmes techniques (obstruction des vêtements et des sangles utilisées pour immobiliser le sujet dans le dynamomètre et la chaise romaine) font que l'utilisation de ces électrogoniomètres était problématique. Afin de remédier à ce problème, nous avons choisi d'utiliser des senseurs d'un autre type (accéléromètres 3D). En effet, nous avons testé l'utilisation de quatre accéléromètres qui ont été positionnés sur les segments suivants: (1) T12, (2) sacrum, (3) cuisse droite et (4) cuisse gauche. Une courte phase de validation ($n = 6$ sujets) de ces accéléromètres, nommés

ici inclinomètres, fut réalisée au laboratoire de l'IRSST à l'aide d'un système OPTOTRAK et les résultats ont été satisfaisants pour ce qui de la mesure d'angle de ces segments (voir une illustration de la mesure d'angle donnée par l'inclinomètre à T12 dans la Figure 3.1). Cependant, il était impossible d'utiliser l'inclinomètre positionné directement sur le sacrum (cinématique du bassin), lorsqu'il y avait un coussin ou une courroie sur le bassin (sacrum). Conséquemment, les inclinomètres des cuisses ont aussi été rejetés car on ne pouvait plus se fier aux angles relatifs bassin-cuisse pour inférer sur la longueur des muscles extenseurs de la hanche. Ces changements nous ont donc amené à une autre stratégie d'analyse pour respecter les longueurs musculaires pour le calcul du TUM. En bref, au lieu d'utiliser deux angles relatifs différents (thorax-bassin et bassin-cuisse) pour aider à normaliser l'EMG des deux groupes musculaires (extenseurs de la hanche et spinaux), nous avons utilisé un seul angle absolu provenant à la fois du Biodex pour les exercices sur l'appareil et de l'inclinomètre à L1 pour les exercices sur la chaise romaine (voir procédure article #2 pour la chaise romaine et article #3 pour l'appareil).

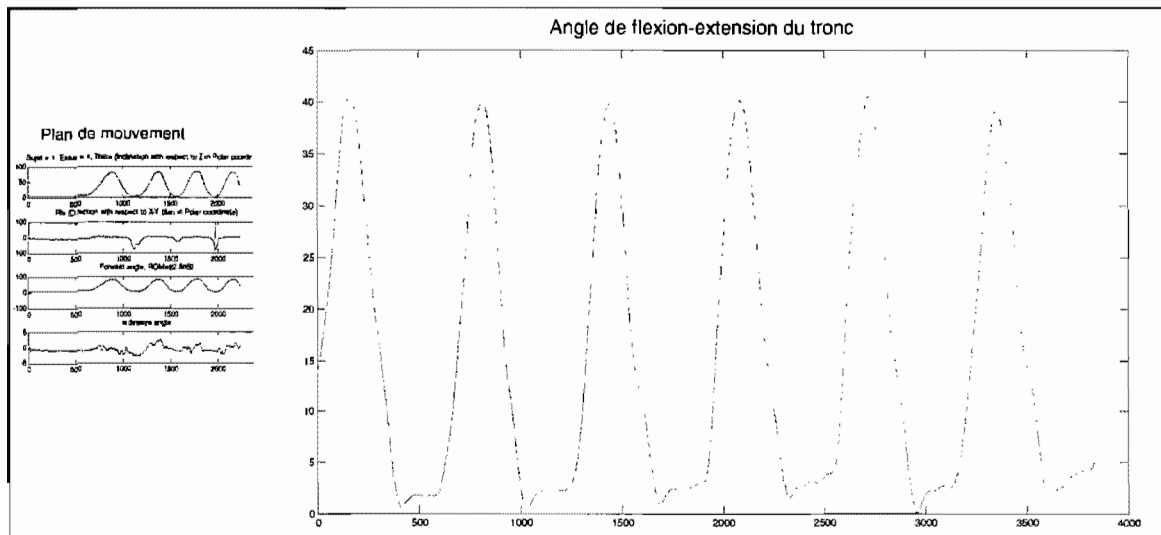


Figure 3.1. Mesure d'angle provenant de l'inclinomètre à T12

Mouvement de flexion et extension du tronc (graphique à droite) lors d'une position couchée comme sur la chaise romaine.

Finalement, le choix des modalités d'exercices pour cette étude a été fait selon les modalités qui sont largement utilisées dans plusieurs salles d'entraînement. En effet, un avantage de cette étude est que notre appareil de mesure (le dynamomètre Biodex Medical, Inc., New York) permet de simuler toutes les modalités d'exercices qui sont réalisées dans les appareils de musculation pour les muscles spinaux, ce qui a évité l'achat d'appareils spécifiques et la publicité de certaines compagnies. Avec un support technique, nous avons simplement ajouté des composantes supplémentaires au Biodex (coussins soutenus par des armatures d'acier qui sont fixés au dynamomètre) de manière à pouvoir réaliser les différents types de stabilisation du bassin qui existent sur le marché pour ce genre d'exercice. Nous n'avons acheté qu'un seul appareil, c'est-à-dire la chaise romaine, et des modifications furent aussi apportées afin de pouvoir réaliser toutes les modalités choisies pour cet exercice ($n = 3$) avec ce même appareil. Dix sujets pilotes ont permis d'évaluer et d'ajuster le protocole de mesure avant de débiter la vraie collecte de données.

Tableau 3.1. Résumé de la première séance au laboratoire

Procédures	Essais (temps de repos)	Temps
Formulaire de consentement	/	/
Explication détaillée de l'étude et des exercices	/	/
Mesures anthropométriques	/	/
Localisation et positionnement de l'inclinomètre	/	/
Mesure de base (calibration inclinomètre)	2 essais: debout et assis	10 s
Échauffement et familiarisation avec les exercices	3 à 5 contractions sous-max.	/
Évaluation-Appareil #1: CMV du dos (PSA et BS)	2 (2 min. de repos entre chaque)	8 s
Évaluation-Appareil #2: CMV du dos (PSA et BSP)	2 (2 min. de repos entre chaque)	8 s
Évaluation-Appareil #3: CMV du dos (PSA et BST)	2 (2 min. de repos entre chaque)	8 s
Évaluation-Appareil #4: CMV du dos (PA et BS)	2 (2 min. de repos entre chaque)	8 s
Évaluation-Appareil #5: CMV du dos (PA et BSP)	2 (2 min. de repos entre chaque)	8 s
Évaluation-Appareil #6: CMV du dos (PA et BST)	2 (2 min. de repos entre chaque)	8 s

Note: Les exercices sur l'appareil ont été balancés à travers les sujets.

Abréviations mentionnées au dessous sont pour ce tableau seulement et ne seront pas listées dans la liste d'abréviations de la thèse :

Min. (minutes) et s (secondes).

PSA: Position semi-assise.

PA: Position assise.

BS: Bassin sans stabilisation.

BSP: Bassin avec stabilisation partielle (coussin en arrière).

BST: Bassin avec stabilisation totale (coussin en arrière et en avant).

Tableau 3.2. Résumé de la deuxième séance au laboratoire

Procédures	Essais (temps de repos)	Temps
Localisation et positionnement de l'inclinomètre	/	/
Localisation et positionnement des électrodes	/	/
Mesure de base (calibration inclinomètre)	2 essais: debout et assis	10 s
Échauffement et familiarisation avec les exercices	3 à 5 contractions sous-max.	/
CMV hanche en position neutre	2 (2 min. de repos entre chaque)	8 s
CMV hanche en position 40° de flexion (flx.)	2 (2 min. de repos entre chaque)	8 s
CMV hanche et genou en position 90°	2 (2 min. de repos entre chaque)	8 s
CMV hanche en position 90° et genou 45° flx.	2 (2 min. de repos entre chaque)	8 s
CMV muscles spinaux (5° flx. du tronc au Biodex)	3 (2 min. de repos entre chaque)	8 s
CMV muscles spinaux (20° flx. Chaise romaine)	3 (2 min. de repos entre chaque)	8 s
Évaluation-Appareil #1: 40%CMV (PSA et BS)	5 cycles (3 min. de repos)	30 s
Évaluation-Appareil #2: 40%CMV (PSA et BSP)	5 cycles (3 min. de repos)	30 s
Évaluation-Appareil #3: 40%CMV (PSA et BST)	5 cycles (3 min. de repos)	30 s
Évaluation-Appareil #4: 40%CMV (PA et BS)	5 cycles (3 min. de repos)	30 s
Évaluation-Appareil #5: 40%CMV (PA et BSP)	5 cycles (3 min. de repos)	30 s
Évaluation-Appareil #6: 40%CMV (PA et BST)	5 cycles (3 min. de repos)	30 s
Exercice #1 (chaise romaine) hanche neutre	5 cycles (3 min. de repos)	30 s
Exercice #2 (chaise romaine) bassin stabilisé	5 cycles (3 min. de repos)	30 s
Exercice #3 (chaise romaine) hanches flx. à 40°	5 cycles (3 min. de repos)	30 s

Note: Pour chaque type d'exercice (appareil-Biodex, chaise romaine), les conditions expérimentales ont été balancées à travers les sujets.

Abréviations mentionnées au dessous sont pour ce tableau seulement et ne seront pas listées dans la liste d'abréviations de la thèse :

Min. (minutes) et s (secondes).

PSA: Position semi-assise.

PA: Position assise.

BS: Bassin sans stabilisation.

BSP: Bassin avec stabilisation partielle (coussin en arrière).

BST: Bassin avec stabilisation totale (coussin en arrière et en avant).

CHAPITRE 4: Résultats (Article 1)

4.1 Étude concernant le volet I:

The comparison of wavelet- and Fourier-based electromyographic indices of back muscle fatigue during dynamic contractions: validity and reliability results

Rubens A. da Silva, M.Sc.^{1,2}, Christian Larivière, Ph.D.^{1,3§}, A. Bertrand Arsenault, Ph.D.^{1,2}, Sylvie Nadeau, Ph.D.^{1,2}, André Plamondon, Ph.D.³.

1. Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal (CRIR),
Montreal Rehabilitation Institute, 6300 Darlington, Montreal, Quebec, Canada, H3S 2J4.
2. School of Rehabilitation, Faculty of Medicine, University of Montreal, C.P. 6128,
Succursale Centre-Ville, Montreal, Quebec, Canada H3C 3J7.
3. Occupational Health and Safety Research Institute Robert-Sauvé, 505 Boul. De
Maisonnette Ouest, Montreal, Quebec, Canada H3A 3C2.

[§]Corresponding author

Address for correspondence

Christian Larivière, Ph.D.,

Occupational Health and Safety Research Institute Robert-Sauvé

505 Boul. De Maisonneuve Ouest, Montreal, Quebec, Canada H3A 3C2.

Tel: (514) 288-1551, ext: 217; Fax: (514) 288-6097

Email Address:

[REDACTED]

This article was accepted for publication in *Journal Electromyography and Clinical Neurophysiology* in December 2007.

Abstract

The purpose of this study was to compare the electromyographic (EMG) fatigue indices computed from short-time Fourier transform (STFT) and wavelet transform (WAV), by analyzing their criterion validity and test-retest reliability. The effect of averaging spectral estimates within and between repeated contractions (cycles) on EMG fatigue indices was also demonstrated. Thirty-one healthy subjects performed trunk flexion-extension cycles until exhaustion on a Biodex dynamometer. The load was determined theoretically as twice the L5-S1 moment produced by the trunk mass. To assess reliability, 10 subjects performed the same experimental protocol after a two-week interval. EMG signals were recorded bilaterally with 12 pairs of electrodes placed on the back muscles (at L4, L3, L1 and T10 levels), as well as on the gluteus maximus and biceps femoris. The endurance time and perceived muscle fatigue (Borg CR-10 scale) were used as fatigue criteria. EMG signals were processed using STFT and WAV to extract global (e.g., median frequency and instantaneous median frequency, respectively) or local (e.g., intensity contained in 8 frequency bands) information from the power spectrum. The slope values of these variables over time, obtained from regression analyses, were retained as EMG fatigue indices. EMG fatigue indices (STFT vs WAV) were not significantly different within each muscle, had a variable association (Pearson's r range: -0.06 to 0.68) with our fatigue criteria, and showed comparable reliability (Intra-class correlation range: 0.00 to 0.88), although they varied between muscles. The effect of averaging, within and between cycles, contributed to the strong association between EMG fatigue indices computed from STFT and WAV. As for EMG spectral indices of muscle fatigue, the conclusion is that both transforms carry essentially the same information.

Keywords: Muscle fatigue; Dynamic contraction; Wavelets; Fourier transform

Introduction

Muscle fatigue is usually defined as a reduction in a person's ability to exert force or power in response to voluntary effort (Bigland-Ritchie and Woods 1984; Enoka and Stuart 1992). Much research has focused on the measurement of back muscle fatigue, especially through the use of electromyography (EMG) power spectrum analyses (Mannion and Dolan 1994; Roy et al. 1989). Traditionally, the short-time Fourier Transform (STFT) has been used to describe muscle fatigue changes in the power spectrum as the rate of decline (slope) of the median frequency (*MF*) over time during a sustained isometric contraction (Lariviere et al. 2002; Mannion and Dolan 1994; Roy et al. 1989; De Luca 1984). This trend in spectral estimates over time, which is characterized by the slope of a linear regression, will hereafter be referenced as an EMG fatigue index.

Generally, STFT requires that the signal be stationary or quasi-stationary, thus limiting its use to sustained isometric contractions. However, when the surface EMG signal is recorded under dynamic conditions, the assumption of stationarity does not hold true because the frequency content of the signal continuously changes over time (Beck et al. 2005). Factors such as variation in force, length and velocity during muscle contraction may alter the frequency content of the EMG signal (Bonato 1996; Bonato et al. 2002). The wavelet (WAV) transform has been developed to deal with such non-stationary signals (Samar et al. 1999) and provides more accurate and precise (less noisy) spectral estimates than STFT (Karlsson et al. 1999, 2000). Unlike STFT, which uses a fixed window length to perform the transformation, the wavelets use different window lengths (or set filters) to achieve a multi-resolution analysis. This is analogous to the frequency banding analysis applied on the STFT power spectrum. Dolan et al. (1995) applied this technique on the

EMG signals of back muscles by dividing the STFT power spectrum into 10 equal frequency bands (from 5 to 300 Hz). They demonstrated that EMG fatigue indices computed from the intensity in the low-frequency bands were more sensitive to fatigue and more reliable than *MF*. The same conclusion about sensitivity to fatigue was arrived at by Sparto et al. (2000) with Daubechies WAV.

Considering that the computing time is much longer with the use of WAV, it becomes interesting to know whether it is possible to obtain suitable EMG fatigue indices using STFT. In fact, despite the concerns about non-stationarity, STFT is used and has been shown to be sensitive to back muscle fatigue during dynamic contractions (Kankaanpaa et al. 1997; Lee et al. 1996). Different studies have compared the use of STFT and WAV transforms during isometric (Karlsson et al. 1999; Sparto et al. 2000) and dynamic (Hostens et al. 2004; Karlsson et al. 2000; Sparto et al. 1999) fatiguing contractions. However, one has to be cautious about which parameters were extracted from the power spectrum and compared in these studies. Briefly, the results show that spectral estimates computed from STFT (*MF* values) and WAV (Instantaneous Mean Frequency of *IMNF* values) transforms are highly correlated (Pearson's correlation coefficient $r > 0.90$) during static and dynamic contractions (Hostens et al. 2004). Similar findings ($r > 0.90$) also apply to EMG fatigue indices (slope values) computed from the intensities in the different frequency bands during static contractions (Sparto et al. 2000). Unfortunately, nothing has been done concerning EMG fatigue indices computed from spectral estimates calculated from the entire power spectrum (e.g., *MF* slope values for STFT and WAV).

Another way to compare EMG fatigue indices computed from STFT and WAV is to assess their measurement properties. Sparto et al. (1999) assessed the concurrent validity of

EMG fatigue indices computed from STFT and WAV, using the force decrement as a criterion of muscle fatigue. The corresponding results were shown to be similar, but the EMG fatigue indices computed from STFT, using *MF* spectral estimates and WAV, using the intensity in frequency bands, were not really comparable in a strict sense. Another important measurement property that also needs to be considered is test-retest reliability. In fact, considering that WAV spectral estimates are less noisy than STFT (Karlsson et al. 1999, 2000), the reliability of the corresponding EMG fatigue indices might be affected accordingly.

To summarize these findings, it appears that STFT and WAV transforms carry essentially the same information. However, the different studies compared different parameters extracted from the power spectra (*MF* and *IMNF* estimates; EMG fatigue indices calculated from these estimates or from intensities in frequency bands), using different analyses (Pearson's correlations; assessment of concurrent validity) and sometimes during static contractions only. It would be of interest to reproduce these different findings using the same data set during dynamic contractions where the use of STFT is more debatable. Considering the general trends in previous findings, it is expected that both the STFT and WAV approaches lead to comparable results, especially regarding EMG fatigue indices. This might be partly attributable to the processing steps that are used to calculate these EMG fatigue indices. For example, averaging across epochs is often performed within each repeated contraction in order to obtain more stable spectral parameters. This reduces the detrimental effect of complex non-stationarities observed during dynamic contractions, especially when applied to STFT computations (MacIsaac et al. 2001). Also, the use of a regression line to calculate EMG fatigue indices may filter out

the noise resulting from less precise STFT estimates. Further investigation is needed to demonstrate whether this “averaging effect” may actually contribute to the strong association between EMG fatigue indices computed from STFT and WAV. So far, no study has tested this hypothesis.

The main purpose of the present study was to compare equivalent EMG fatigue indices computed from two approaches: (1) *MF* (STFT) and Instantaneous Median frequency [*IMF* (WAV)] computed from the entire power spectrum, and (2) the intensity of the EMG signal contained within distinct frequency bands. In addition to correlation analyses between EMG fatigue indices, two measurement properties of the EMG fatigue indices were considered: (1) criterion *validity* (concurrent validity) and (2) test-retest *reliability*. The second objective of this study was to demonstrate the effect of averaging spectral estimates within and between repeated contractions (cycles) on EMG fatigue indices. It was first hypothesized that EMG fatigue indices computed from both transforms would yield comparable validity and reliability results. It was further hypothesized that the effect of averaging described above would explain their equivalence.

Methods

Subjects

Thirty-one healthy volunteers (15 males and 16 females) aged between 20 and 55 years and having a body mass index (BMI) less than 30 kg/m² were recruited. The mean characteristics (age, height, weight, percent of fat, BMI) of the male and female groups are presented in Table 4.1. None of the subjects had a history of lower back pain in previous years. Subjects that had had surgery involving the pelvis or the spine were excluded. The subjects were informed about the experimental protocol and the potential risks of the study and gave written consent prior to their participation. The protocol and consent form had been previously approved by the ethics committee of the CRIR (Montreal Rehabilitation Institute site).

The entire subject sample (n = 31) was used to verify the concurrent validity of the EMG fatigue indices, using the endurance time as a mechanical criterion and the perceived fatigue as a subjective criterion of fatigue (Borg CR-10 scale (Borg 1982)). To assess reliability, a sub-sample of 10 subjects (4 males and 6 females) repeated the same experimental protocol a second time, with the two sessions being separated by a two-week period to avoid the effect of learning on muscle strength (Kroll 1963).

Procedures

On the arrival of subjects in the laboratory, anthropometric (height, mass) as well as skinfold measurements were collected (Durnin and Womersley 1974). Skinfold thickness (in millimeters) was measured with a caliper (Harpenden skinfold caliper, Model: HSK-BI-3) at four sites (biceps, triceps, subscapular and supra-iliac) on the right side of the body

with the subject standing in a relaxed posture. These measurements were used to estimate the percentage of fat (% fat) as proposed previously by Durnin and Womersley (1974). Then, the surface EMG electrodes were positioned (details below) and the subject was installed on the Biodex chair specially designed for dynamic back flexion-extension cycles (Biodex Medical Systems III, Inc., New York). This system allows stabilization of the trunk and lower limbs and prevents backward motion of the pelvis (sacral pad positioned on the posterior iliac spine). To provide better activation of the lumbar muscles (San Juan et al. 2005), forward motion of the pelvis was also prevented with a custom-designed stabilization device (two adjusted pads mounted on a metallic armature and positioned on the anterior superior iliac spine). For more details concerning the position and stabilization of the subject on the Biodex system, see Figure 4.1.

Prior to strength and endurance assessment, every participant underwent familiarization with the Biodex dynamometer and then executed four dynamic extension contractions: three isokinetic maximal voluntary contractions (MVC) and one isotonic endurance test. For both tasks (isokinetic MVC and isotonic endurance test), the subjects extended their trunk from a forward flexion posture of 25° to a -15° extension posture. During the isokinetic MVC efforts, the subjects generated torque only in extension at a constant velocity of 20° per second. At least two minutes of rest were allowed between contractions and the largest value of the three maximal contractions was retained as the MVC. The MVC was used only to measure the strength of the subjects and not to determine the level of load for the isotonic endurance test.

The isotonic endurance test (5 min after MVC) was designed to produce a sub-maximal effort and reproduce the everyday function of the back extensor muscles. Contrary

to the isokinetic MVC, the movement velocity during the isotonic endurance test was controlled with the use of visual feedback. Each flexion/extension cycle lasted four seconds (2 s flexion and 2 s extension). The subjects generated efforts only during the extension phase, when the load was applied constantly, and they relaxed during the flexion phase (passive mode of Biodex). The isotonic endurance test was performed until exhaustion or until a 20-min time limit was reached and the endurance time (T_{end}) was measured (mechanical criterion). T_{end} was defined either as the time when the subject suddenly stopped because of maximal fatigue (first criterion), or as the time when he could no longer maintain the required movement velocity (second criterion). Immediately after exhaustion, the subjects were asked to rate their perceived fatigue using a Borg CR-10 scale (Borg 1982).

The load level (Nm) of the isotonic endurance test was defined theoretically as twice the L5-S1 moment (M_{trunk}) created by the trunk mass (from L5-S1 to C7-T1) when positioned horizontally, using data from de Leva (1996) modified by Liu et al. (1971). In short, the trunk center of mass, which was estimated to represent 37% of the body mass, was positioned at 60% of the hip to shoulder distance (relative to the hip) to calculate M_{trunk} .

Electromyography

EMG signals were collected from 12 pre-amplified (gain: 1000) active surface electrodes (Model DE-2.3, Delsys Inc., Wellesley, MA) consisting of 2 silver bars (10-mm long, 1-mm wide) spaced 10 mm apart. EMG signals from the recording sites were band-pass filtered between 20 and 450 Hz, analog-to-digital converted at a sampling rate of

2048 Hz, and stored on a PC hard disk for later analyses.

After the skin at the electrode sites was shaved and abraded with alcohol, the electrodes were positioned bilaterally on the multifidus at the L4 level (MU-L4-Left and MU-L4-Right), on the iliocostalis lumborum at the L3 level (IL-L3-L and IL-L3-R), on the longissimus at L1 (LO-L1-L and LO-L1-R), and at T10 (LO-T10L and LO-T10-R) following the recommendations of Defoa et al. (1989) with regard to muscle fiber direction (details in Lariviere et al. (2001)). We acknowledge the difficulty in capturing the multifidus with surface electrodes and therefore assigned validity of the electromyographic signal to the landmark location rather than to the multifidus muscle itself. Four additional electrodes were positioned over the belly of the gluteus maximus (GM-L and GM-R) and biceps femoris (BF-L and BF-R) following the procedure of Kankaanpää et al. (1998). To avoid movement artefacts related to direct contact of electrodes and hard surfaces (Biodex chair), we placed pierced circular cushions around GM and BF electrodes. A reference silver-silver chloride electrode was positioned over the T8 spinous process. To ensure the same placement of electrodes for sessions 1 and 2 (reliability analysis), a template was produced during session 1 by copying electrode locations as well as natural skin blemishes on an acetate.

Signal processing

All data processing was performed using Matlab sub-routines (Version 7.0; The MathWorks Inc., Natick, MA, release 14). From the EMG signals corresponding to trunk range of motion between 15° and -5° (to avoid the non-isokinetic portions of the concentric exertions during extension) and from all flexion-extension cycles, different EMG fatigue

indices (list of abbreviations in Table 4.2) were computed to assess muscle fatigue. For each cycle (c) [c representing the cycle number] and muscle, spectral analyses were performed using STFT, using the traditional Welch algorithm and WAV, using two different wavelet families depending on what type of spectral estimate was computed. These spectral estimates reflected more global (median frequency) or more local (intensity in a given frequency band) analyses of the EMG spectral content.

Global analyses: STFT were executed on successive time windows (50% overlapped) of 250 ms (512 points) to obtain the corresponding median frequency [$MF(c)$] values. Likewise, a continuous WAV transform (continuous Morlet WAV, as described elsewhere (Karlsson and Gerdle 2001)) was used to compute the instantaneous median frequency [$IMF(c)$], namely the time-frequency equivalent of the MF , following the formulation of Bonato et al. (2001).

Local analyses: The power spectrum computed from these STFT analyses was divided into eight frequency bands [$(STFTB_i; B = \text{band and } i \text{ representing the band number})$] in the range of frequencies from 27 to 364 Hz. This range of frequencies was chosen to compare STFT with WAV analyses, which were performed using a set of 11 wavelets adapted to physiological functions of the EMG signal as described in von Tschärner (2000) (discrete Tschärner WAV). Briefly, this method allows the computation of the EMG intensity time series (analogous to the amplitude of the EMG signal) that represents the power of the EMG signal contained within the frequency band covered by each respective WAV. The frequency band associated with each wavelet ($WAVB_i$) [$(WAVB_1)$: 2-12; $(WAVB_2)$: 12-27; $(WAVB_3)$: 27-49; $(WAVB_4)$: 48-76; $(WAVB_5)$: 75-110; $(WAVB_6)$: 108-149; $(WAVB_7)$: 147-194; $(WAVB_8)$: 192-244; $(WAVB_9)$: 242-301;

(*WAVB10*): 297-364; (*WAVB11*): 359-432 Hz] can be obtained by calculating the FFT of the wavelet. Intensities *WAVB1* and *WAVB2* were eliminated because our surface electrodes reject frequencies below 20 Hz. *WAVB11* was also removed because the power of the EMG signal corresponding to back muscles is negligible above 300 Hz (Dolan et al. 1995). Each WAV intensity was taken separately and not represented as an averaged intensity value of several frequency bands.

Finally, the *MF(c)*, *IMF(c)*, *STFTBi(c)* and *WAVBi(c)* values were averaged to give a single value per cycle (averaging within each cycle). This corresponds to the first averaging step that leads to EMG fatigue indices. Linear regression was then applied to each of these time series (values across cycles) to obtain their slopes (*MFslp*, *IMFslp*, *STFTBislsp* and *WAVBislsp*) and intercept values (averaging across cycles). This corresponds to the second averaging step that leads to EMG fatigue indices. Finally, all the EMG fatigue indices were divided by their corresponding intercept value and multiplied by 100 to obtain normalized indices (*NMFslp*, *NIMFslp*, *NSTFTBislsp* and *NWAVBislsp*). *NMFslp* and *NIMFslp* represented global EMG fatigue indices while *NSTFTBislsp* and *NWAVBislsp* represented local EMG fatigue indices.

Statistical analyses

All EMG fatigue indices (*NMFslp*, *NIMFslp*, *NSTFTBislsp* and *NWAVBislsp*) were averaged bilaterally because no significant differences were observed between left and right side muscles (ANOVAs, $P \geq 0.05$). However, to perform parametric statistics, the variables were transformed to obtain normal distributions, as verified with the Wilk-Shapiro test. T_{end}

values required a logarithmic transformation while all EMG indices required an inverse hyperbolic sine transformation. Statistical analyses included a two-way ANOVA (6 Muscle groups \times 2 Transforms) with repeated measures on one factor (Transforms: STFT vs WAV) for each EMG fatigue index. Post hoc analyses were performed, when necessary, using the Tukey test.

Pearson's correlation coefficients were used to assess criterion validity between all EMG indices and T_{end} (mechanical criterion). Before doing the same procedure with our subjective criterion of fatigue (CR-10 Borg rating), the Borg ratings were divided by T_{end} ($BORG_{slp}$) to correct for the time when muscle fatigue was rated (Kankaanpää et al. 1997). Finally, Pearson's correlations were also computed between NMF_{slp} and $NIMF_{slp}$ and between $NSTFTBi_{slp}$ and $NWAVBi_{slp}$. A significance level of 0.05 was used for all statistical comparisons.

To assess reliability, the intra-class correlation coefficient (ICC), the standard error of measurement expressed in the units of each EMG index (SEM in %/s), and the standard error of measurement relative to the grand mean (SEM in %) were calculated for all EMG indices as well as for the T_{end} and $BORG_{slp}$ variables. An ICC below 0.4 was considered as poor reliability, between 0.4 and 0.75 as moderate to good reliability, and above 0.75 as excellent reliability (Fleiss 1986).

The effect of averaging was tested according to the two-step averaging process used to compute EMG indices of fatigue: (1) within cycles (spectral estimates averaged at each cycle), and (2) between cycles (using the regression line). This effect of averaging was shown only for MF and IMF and for one muscle group (MU-L4). For the first step (within

cycles), the averaging effect was assessed in two ways. First, Pearson's correlations between MF and IMF were computed for averaged (within each cycle) and non-averaged data and then compared with a t -test ($n = 31$ subjects) after a Fisher's Z transformation. Second, the standard deviation (SD) across MF and IMF estimates was computed for averaged (within each cycle) and non-averaged data. The SDs were then compared with a two-way ANOVA (2 Transforms \times 2 Averaging methods) with repeated measures on both factors: Transforms (STFT vs WAV) and Averaging method (averaged vs non-averaged estimates). For the second step (between cycles), the averaging effect was assessed through an analysis of the errors estimated from the intercepts and slopes, obtained from the linear regression analysis, defining EMG fatigue indices (MF_{slp} and IMF_{slp}). The absolute error of each parameter (intercept and slope) was computed for both spectral estimates (MF and IMF) over a number of points corresponding to two different percentages of the entire fatigue task: 33 and 66% of T_{end} compared to parameters extracted from the 100% of the cycles, considered as the gold standard. Then, two-way ANOVAs (2 Transforms \times 2 Durations) with repeated measures were performed to compare the absolute errors (positive values) in these parameters (intercept and slope).

Results

The characteristics of the males and females who participated in the study are presented separately in Table 4.1, even though a gender comparison is not relevant here. Twenty seven (12 males and 15 females) of the 31 subjects were considered in evaluating the criterion validity assessment. The four other subjects reached the 20-min time limit and were consequently eliminated for subsequent analyses because the T_{end} criterion became invalid for these subjects.

Table 4.1 also shows the T_{end} and Borg results (fatigue criteria). The two groups of subjects showed T_{end} results ranging from 1.5 to 8 min (mean: 4 min) and Borg ratings of perceived fatigue ranging from 1 to 9 (mean: 5 – strong fatigue). The reliability of these two fatigue criteria was excellent for T_{end} (ICC: 0.92, SEM: 22%) and good for $BORG_{slp}$ (ICC: 0.69, SEM: 35%).

Comparison of global EMG fatigue indices using STFT and WAV

The *MF* and *IMF* time series are depicted in Figure 4.2. Both indices shifted to lower frequencies over time, especially for the lower back muscle group (MU-L4). The ANOVAs performed on the corresponding slope values (NMF_{slp} and $NIMF_{slp}$) were not significantly different (ANOVAs results in Table 4.3) for each muscle evaluated. However, statistically significant differences were observed between muscle groups (Table 4.3). In general, the MU-L4 was more fatigable than the other muscle groups, as seen from NMF_{slp} and $NIMF_{slp}$.

Our results showed that NMF_{slp} and $NIMF_{slp}$ were highly correlated (Pearson's $r > 0.90$). Concerning their concurrent validity, significant correlations ($P \leq 0.05$) were observed between the EMG fatigue indices and both fatigue criteria (T_{end} and $BORG_{slp}$) for the MU-L4, IL-L3, LO-L1, GM and BF muscles, with values ranging from 0.42 to 0.68, depending on the muscle group (see Table 4.4). However, the correlation values were not shown to be systematically higher for one transform over the other (STFT vs WAV), across all muscle groups. The same general finding was obtained for the reliability results (Table 4.4). Although the ICC scores of STFT and WAV were variable between the muscles, the two transforms were considered equivalent. ICC scores of NMF_{slp} and $NIMF_{slp}$ ranged between 0.12-0.88, showing poor to excellent reliability.

Comparison of local EMG fatigue indices using STFT and WAV

The relationships between time-frequency estimates per frequency bands ($STFTBi$ and $WAVBi$) are depicted in Figure 4.3 for one typical subject. Only the results for bands 3 and 9 (low and high frequencies, respectively) were used in subsequent analyses. The other frequency bands (4, 5, 8 and 10) showed the same trends as bands 3 and 9, respectively. Frequency bands 6 and 7 (108-194 Hz) were not sensitive to muscle fatigue (the slopes were not significantly different from 0, $P \geq 0.05$) and were then eliminated. In general, the power spectrum at low frequencies increased while it decreased at high frequencies (see Fig. 4.3). On average, the concurrent validity results (detailed below) were lower than for EMG fatigue indices computed from the entire power spectrum (NMF_{slp} and $NIMF_{slp}$), especially for the high frequency bands. However, the other findings were consistent with

those for NMF_{slp} and $NIMF_{slp}$ because $NSTFTBi_{slp}$ and $NWAVBi_{slp}$ were not significantly different from each other (Table 4.3), and again, differences between muscle groups were observed.

$NWAVBi_{slp}$ and $NSTFTBi_{slp}$ were also highly correlated ($r > 0.90$). Significant correlations ($P \leq 0.05$) were observed between these EMG fatigue indices and both fatigue criteria (T_{end} and $BORG_{slp}$) for MU-L4, LO-T10, GM and BF muscles, but only for the third frequency band (see Table 4.5). The corresponding reliability results (Table 4.5) were again comparable to NMF_{slp} and $NIMF_{slp}$, with ICC scores that did not show a systematic advantage of one transform over the other (STFT vs WAV) across all muscle groups. ICC scores corresponding to $NWAVBi_{slp}$ and $NSTFTBi_{slp}$ ranged between 0.00-0.86.

Averaging effect of the spectral estimates computed from STFT and WAV

Figure 4.4 depicts the effect of the two-step averaging procedure for spectral estimates. Averaging across epochs (within each cycle) significantly increased the association between MF (STFT) and IMF (WAV) and significantly reduced the SD of estimates for both transforms (Fig. 4.4A). However, the interaction was not significant, revealing that averaging spectral estimates within a cycle was not more advantageous for one transform than the other. In the second step of this analysis (averaging between cycles from the regression line), significant differences (ANOVAs results, $P \leq 0.05$) were observed between the absolute errors in intercepts and slopes computed over the points corresponding to 33 and 66% of T_{end} (reference for error computation being 100% T_{end}). Using more points (e.g., number of points corresponding to 66% of T_{end}) to estimate the EMG indices was beneficial for significantly decreasing the errors in the EMG fatigue

indices (Fig. 4.4B). Obviously, this latter result is valid only if the time series of spectral estimates shows a linear relationship over time. If not, a decrease in errors with the use of more data points (cycles) would be systematically introduced. To assess the validity of this assumption, we compared (results not reported here) the slope values computed from 33, 66 and 100% T_{end} and we found no significant differences ($P \geq 0.05$). This demonstrates that the time series was linear. In addition, the distribution of points above and below the regression line was similar, whatever the duration used.

Discussion

The purpose of this study was to compare the EMG fatigue indices computed from STFT and WAV transforms, by analyzing their criterion validity and test-retest reliability. Moreover, we wanted to show the effect of averaging spectral estimates within and between cycles on EMG fatigue indices. In support of the first hypothesis, EMG fatigue indices computed from STFT and WAV were not significantly different from each other and showed comparable results in terms of criterion validity and reliability. Also as expected, the effect of averaging, within and between cycles, contributed to the strong association between EMG fatigue indices computed from STFT and WAV.

Limitations of the study

It is probable that the concurrent validity results were lowered by the difficulties associated with the time to exhaustion (T_{end}) measurement. In other words, some individuals may have ended the endurance test before substantial peripheral fatigue developed in the back muscles. This would not affect the comparisons between STFT and WAV transforms but may explain the low to moderate correlation results. In fact, transient alterations in movement coordination in some subjects may have been interpreted as a sign of exhaustion so that the research assistant may have stopped the T_{end} results in other subjects. Central fatigue may also be of concern in the present study. In fact, our endurance test, which involved a relatively low load level (mean < 50% MVC) applied intermittently (50% duty-cycle), was not sufficiently difficult to reach exhaustion rapidly (range between 1.5 and 8 min). It has been hypothesized that discomfort or pain under such conditions can influence the motivation of subjects and hence contribute to the presence of central fatigue

(Sahlin 1992). Another limitation is that the use of only 10 subjects to assess reliability may have produced variable ICC and SEM estimates, which has possibly affected the comparisons of the two transforms.

Comparison of STFT and WAV from validity and reliability assessments

EMG fatigue indices computed from STFT and WAV were not significantly different from each other, as assessed through ANOVAs, and were demonstrated to be highly correlated (Pearson's $r > 0.90$). These results concur with previous studies under isometric and dynamic contractions (Hostens et al. 2004; Sparto et al. 2000).

The criterion validity results were also comparable between the two transforms. As stated in the introduction, only one study (Sparto et al. 1999) has been conducted to compare the criterion validity of EMG fatigue indices computed from STFT and WAV methods (dynamic contractions of back muscles). Although the EMG indices were not entirely comparable, similar results were obtained for the two transforms. For lower back muscles, our results showed moderate correlation scores ($r = 0.50$ to 0.68) between the EMG fatigue indices (STFT and WAV) and the fatigue criteria. Sparto et al. (1999) obtained higher correlation scores between their EMG fatigue indices and their fatigue criterion (range: 0.60 to 0.80), which might be attributed to their higher load level (70% MVC) as well as to the choice of the fatigue criterion itself (force decrement instead of endurance time or perceived fatigue). Kankaanpää et al. (1997) also showed that their EMG fatigue indices computed from STFT were valid by presenting a strong association with T_{end} ($r > 0.80$) during dynamic contractions, which might also be attributed to their short

test period (median: 2.8 min). As stated earlier, we suspect that central fatigue may have lowered our concurrent validity results.

To the authors' knowledge, the reliability scores for EMG fatigue indices computed from STFT and WAV were compared for the first time. Considering that WAV spectral estimates are more accurate and precise (less noisy) than STFT (Karlsson et al. 1999, 2000), it was of interest to determine whether the reliability of the corresponding EMG fatigue indices could be affected accordingly. However, no systematic advantage was found for one transform over the other across all muscle groups. Although there are some variations for different muscles, we concluded that both transforms were comparable with regard to reliability.

Effect of averaging

As mentioned previously, spectral estimates computed from continuous WAV are more accurate and precise than those obtained with other time-frequency transforms (e.g., the STFT) (Karlsson et al. 1999, 2000). However, when the variable of interest is the trend over time in the spectral estimates (EMG fatigue index), comparable results are obtained between the two transforms, as further substantiated in the present study. As hypothesized and supported by the present findings, this can be partly attributable to the nature of the EMG fatigue indices, which removes the variability contained in individual spectral estimates. The computation of the slope from linear regression inherently involves a type of averaging process and consequently reduces the variance of the new variable (slope). In the present study, a 2-step averaging process was used to compute EMG indices of fatigue: (1) within cycles (spectral estimates averaged within each cycle), and (2) between cycles

(using the regression line across cycles). The second step of the analysis is the one most often used in the literature to assess muscle fatigue. As demonstrated in Figure 4.4, the effect of averaging significantly reduced the variance in spectral estimates (both STFT and WAV), significantly increased the association between EMG indices computed from STFT and WAV, and significantly reduced the errors in the EMG indices (slopes and intercepts). This concurs with previous studies showing that averaging (within or between cycles) reduces the detrimental effect of complex non-stationarities observed during dynamic contractions (MacIsaac et al. 2001) as well as the errors in slopes and intercepts, since more points (cycles) were used through regression to estimate these EMG fatigue indices (Farina and Merletti 2000). Our results therefore suggest that the averaging process is at least partly responsible for the strong association between the EMG fatigue indices computed from STFT and WAV and explain previous findings as well (Hostens et al. 2004; Sparto et al. 1999; Sparto et al. 2000). Consequently, this suggests that simpler analyses, such as STFT, can be sufficient when results are averaged over time, while WAV analyses could be a more pertinent tool when averaging is not relevant, such as when a muscular event at a specific time must be assessed (von Tscharnier & Goepfert, 2006).

Conclusion

The aim of the present study was to compare the use of STFT and WAV transforms to assess back muscle fatigue during dynamic contractions. Despite the concerns about processing non-stationary signals with STFT, both transforms carry essentially the same information when the corresponding spectral estimates are averaged or linearly regressed to describe the general trend over time, as is commonly done to quantify muscle fatigue. Further analyses demonstrated that averaging these spectral estimates reduced the detrimental effect of complex non-stationarities observed in dynamic contractions, and consequently contributed to the strong association between EMG fatigue indices computed from STFT and WAV.

Acknowledgements

R.A. Da Silva (Ph.D. student) and this project were both funded by the Occupational Health and Safety Research Institute Robert-Sauvé (IRSST). Sylvie Nadeau is a junior II research scientist from the Fonds de la recherche en santé du Québec. We gratefully acknowledge the assistance of Flavia Dell'Oso for the recruitment of subjects and data collection, as well as Michel Goyette and Daniel Marineau for technical support. Finally, we acknowledge the assistance of David McFadden and Jean-François Pilon for their help in data processing.

References

1. Beck,T.W., Housh,T.J., Johnson,G.O., Weir,J.P., Cramer,J.T., Coburn,J.W., and Malek,M.H.: Comparison of Fourier and wavelet transform procedures for examining the mechanomyographic and electromyographic frequency domain responses during fatiguing isokinetic muscle actions of the biceps brachii. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 15: 190-199, 2005.
2. Bigland-Ritchie,B. and Woods,J.J.: Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle Nerve*, 7: 691-699, 1984.
3. Bonato,P., Analysis of myoelectric signals recorded during dynamic contractions: a time-frequency approach to assessing muscle fatigue. *IEEE Eng. Med. Biol.*, 15: 102-111, 1996.
4. Bonato,P., Boissy,P., Croce,U.D., and Roy,S.H.: Changes in the surface EMG signal and the biomechanics of motion during a repetitive lifting task. *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.*, 10: 38-47, 2002.
5. Bonato,P., Roy,S.H., Knaflitz,M., and De Luca,C.J.: Time-frequency parameters of the surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 48: 745-753, 2001.
6. Borg,G.A.V.: Psychophysical bases of perceived exertion. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 14: 377-381: 1982.
7. de Leva,P.: Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *J. Biomech.*, 29: 1223-1230, 1996.
8. De Luca,C.J., 1984. Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *CRC Crit. Rev. Bioeng.*, 11: 251-279.
9. Defoa,J.L., Forrest,W., and Biedermann,H.J.: Muscle fibre direction of longissimus, iliocostalis and multifidus: landmark-derived reference line. *J. Anat.*, 163: 243-247, 1989.
10. Dolan,P., Mannion,A.F., and Adams,M.A.: Fatigue of the erector spinae muscles. A quantitative assessment using "frequency banding" of the surface electromyography signal. *Spine*, 20: 149-159, 1995.
11. Durnin,J.V.G.A. and Womersley,J.: Body fat assessed from total body density and its estimation from skinfold thickness: measurements on 481 men and women aged from 16 to 72 years. *Br. J. Nutr.*, 32: 77-97, 1974.

12. Enoka,R.M. and Stuart,D.G.: Neurobiology of muscle fatigue. *J. Appl. Physiol.*, 72: 1631-1648, 1992.
13. Farina,D. and Merletti,R.: Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contraction. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 10: 337-349, 2000.
14. Fleiss,R.L.: The design and analysis of clinical experiments. *John Wiley and Sons, New York*, 1986.
15. Hostens,I., Seghers,J., Spaepen,A., and Ramon,H.: Validation of the wavelet spectral estimation technique in Biceps Brachii and Brachioradialis fatigue assessment during prolonged low-level static and dynamic contractions. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 14: 205-215, 2004.
16. Kankaanpaa,M., Laaksonen,D., Taimela,S., Kokko,S.M., Airaksinen,O., and Hanninen,O.: Age, sex, and body mass index as determinants of back and hip extensor fatigue in the isometric Sorensen back endurance test. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 79: 1069-1075, 1998.
17. Kankaanpaa,M., Taimela,S., Webber,C.L., Airaksinen,O., and Hanninen,O.: Lumbar paraspinal muscle fatigability in repetitive isoinertial loading: EMG spectral indices, Borg scale and endurance time. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 76: 236-242, 1997.
18. Karlsson,S. and Gerdle,B.: Mean frequency and signal amplitude of the surface EMG of the quadriceps muscles increase with increasing torque - a study using the continuous wavelet transform. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 11: 131-140, 2001.
19. Karlsson,S., Yu,J., and Akay,M.: Enhancement of spectral analysis of myoelectric signals during static contractions using wavelet methods. *IEEE Trans. Biomed.*, 46: 670-684, 1999.
20. Karlsson,S., Yu,J., and Akay,M.: Time-frequency analysis of myoelectric signals during dynamic contractions: a comparative study. *IEEE Trans. Biomed.*, 47: 228-238, 2000.
21. Kroll,W.: A reliable method of assessing isometric strength. *Res. Q.*, 34: 350-355, 1963.
22. Lariviere,C., Arsenault,A.B., Gravel,D., Gagnon,D., and Loisel,P.: Median frequency of the electromyographic signal: effect of time-window location on brief step contractions. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 11: 65-71, 2001.

23. Lariviere, C., Arsenault, A.B., Gravel, D., Gagnon, D., and Loisel, P.: Evaluation of measurement strategies to increase the reliability of EMG indices to assess back muscle fatigue and recovery. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 12: 91-102, 2002.
24. Lee, C., Minamitani, H., Ju, K., Wakano, K., Onishi, S., and Yamazaki, H.: Fatigue evaluation of lumbar muscles during repeated dynamic trunk exercise. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, 36: 237-245, 1996.
25. Liu, Y.K., Laborde, J.M., and Van Buskirk, W.C.: Inertial properties of a segmented cadaver trunk: their implications in acceleration injuries. *Aerosp. Med.*, 650-657, 1971.
26. MacIsaac, D., Parker, P.A., and Scott, R.N.: The short-time Fourier transform and muscle fatigue assessment in dynamic contractions. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 11: 439-449, 2001.
27. Mannion, A.F. and Dolan, P.: Electromyographic median frequency changes during isometric contraction of the back extensors to fatigue. *Spine*, 19: 1223-1229, 1994.
28. Roy, S.H., De Luca, C.J., and Casavant, D.A.: Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. *Spine*, 14: 992-1001, 1989.
29. Sahlin, K.: Metabolic factors in fatigue. *Sports Med.*, 13: 99-107, 1992.
30. Samar, V.J., Bopardikar, A., Rao, R., and Swartz, K.: Wavelet analysis of neuroelectric waveforms: a conceptual tutorial. *Brain Lang.*, 66: 7-60, 1999.
31. San Juan, J.G., Yaggie, J.A., Levy, S.S., Mooney, V., Udermann, B.E., and Mayer, J.M.: Effects of pelvic stabilization on lumbar muscle activity during dynamic exercise. *J. Strength. Cond. Res.*, 19: 903-907, 2005.
32. Sparto, P.J., Parnianpour, M., Barria, E.A., and Jagadeesh, J.M.: Wavelet analysis of electromyography for back muscle fatigue detection during isokinetic constant-torque exertions. *Spine*, 24: 1791-1798, 1999.
33. Sparto, P.J., Parnianpour, M., Barria, E.A., and Jagadeesh, J.M.: Wavelet and short-time Fourier transform analysis of electromyography for detection of back muscle fatigue. *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* 8: 433-436, 2000.
34. von Tscharner, V.: Intensity analysis in time-frequency space of surface myoelectric signals by wavelets of specified resolution. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 10: 433-445, 2000.

35. von Tscharnier, V; Goepfert, B: Estimation of the interplay between groups of fast and slow muscle fibers of the tibialis anterior and gastrocnemius muscle while running. *J Electromyogr.Kinesiol.* 16 (2):188-197, 2006

Tableaux concernant l'article #1

Table 4.1. Characteristics of subjects

Variables*	<u>Males (n = 15)</u>		<u>Females (n = 16)</u>	
	Mean	(SD)	Mean	(SD)
Age (yr)	32	(8)	31	(11)
Height (m)	1.74	(0.04)	1.64	(0.06)
Mass (kg)	76	(9)	59	(3)
Fat (%) ^a	18.3	(6.8)	28.4	(3.0)
BMI (kg/m ²) ^b	24.8	(3.9)	22.1	(1.5)
MVC (Nm)	285	(58)	184	(41)
Load (Nm)	109	(11)	85	(9)
Relative load (%)	37	(6)	48	(8)
	<u>†Males (n = 12)</u>		<u>Females (n = 15)</u>	
	Mean	(SD)	Mean	(SD)
T _{end} (min)	4.13	(2.26)	4.02	(1.94)
Borg scale	5	(2)	5	(2)
<i>BORG_{slp}</i>	1.51	(1.58)	1.31	(1.13)

* Please see the Table 2 for details concerning the nomenclature used to identify the mechanical (MVC, Load, Relative load and T_{end}) and subjective (Borg scale and *BORG_{slp}*) variables.

^a According to the equation of Durnin and Womersley (Durnin & Womersley, 1974).

^b Body Mass Index (BMI) less than 30 kg/m² were accepted by the present study.

† Four subjects (3 males and 1 female) have been eliminated for the validity analyses. Explanation in the text (see Results).

Table 4.2. List of abbreviations used to identify the various variables and muscles

Variables (units)		Description purpose
<i>Mechanical variables</i>		
<i>Strength – MVC (Nm)</i>		Peak dynamic L5-S1 extension moment from isokinetic dynamometer
<i>Load - M_{trunk} (Nm)</i>		Load level of isotonic endurance test defined theoretically as twice the L5-S1 moment (M_{trunk}) created by the trunk mass
<i>Relative load (%)</i>		Load (M_{trunk}) / MVC (strength) x 100
<i>T_{end} (min)</i>		Endurance time (time to exhaustion). Mechanical criterion of fatigue
<i>Subjective variables</i>		
<i>BORG CR-10 scale</i>		Rate of perceived muscle fatigue. Subjective criterion of fatigue
<i>BORG_{slp}</i>		Borg ratings divided by T_{end} to correct for the time
<i>Spectral estimates</i>		
<i>STFT WAV</i>		First averaging step (averaging within each cycle)
<i>MF IMF</i>		Short-Time Fourier Transform and Wavelet
		(Hz)
		Median Frequency and Instantaneous Median Frequency of the EMG power spectrum
<i>STFTBi WAVBi</i>		($\mu V^2 \cdot Hz$)
		Amplitude intensity of the EMG power spectrum contained in the frequency bands (B = band and i = band number 3 to 10)
<i>EMG fatigue indices</i>		
<i>MF_{slp} IMF_{slp}</i>		Second averaging step (averaging across cycles using linear regression)
		(Hz/s)
		Gradient (slope of time-series) of the Median Frequency
<i>STFTBi_{slp} WAVBi_{slp}</i>		($\mu V^2 \cdot Hz/s$)
		Gradient (slope of time-series) of the power contained in the frequency bands (i = 3 to 10)
<i>NMF_{slp} NIMF_{slp}</i>		(%/min)
		Gradient (slope of time-series) of the Median Frequency and of the Instantaneous Media Frequency, normalized to intercept
<i>NSTFTBi_{slp} NWAVBi_{slp}</i>		(%/min)
		Gradient (slope of time-series) of the power contained in the frequency bands (i = 3 to 10), normalized to intercept
<i>EMG recording sites (muscles)</i>		
<i>MU-L4</i>		Multifidus (MU) recorded at L4 level
<i>IL-L3</i>		Iliocostalis lumborum (IL) recorded at L3 level
<i>LO-L1</i>		Longissimus (LO) recorded at L1 level
<i>LO-T10</i>		Longissimus (LO) recorded at T10 level
<i>GM</i>		Gluteus maximus (GM)
<i>BF</i>		Biceps Femoris (BF)

Table 4.3. ANOVAs results for the EMG fatigue indices and for all muscle group

EMG fatigue indices (Fourier and Wavelets)			<i>P</i> values		
Muscles	Mean (SD)	Mean (SD)	Muscles	Transform	Interaction
	<i>NMF_{slp}</i>	<i>NIMF_{slp}</i>	0.000	0.574	0.995
MU-L4	-1.86 (1.14)	-1.57 (1.65)	A*		
IL-L3	-0.20 (1.46)	-0.16 (1.59)	C		
LO-L1	-0.85 (1.40)	-0.88 (1.34)	B		
LO-T10	0.62 (1.77)	0.24 (1.72)	C		
GM	-0.53 (1.39)	-0.51 (1.54)	B		
BF	-1.17 (1.60)	-1.08 (1.68)	A		
	<i>NSTFTB3_{slp}</i>	<i>NWAVB3_{slp}</i>	0.000	0.828	0.138
MU-L4	2.03 (3.18)	1.61 (3.14)	A		
IL-L3	0.77 (2.79)	0.43 (2.83)	B		
LO-L1	0.90 (2.78)	0.80 (2.93)			
LO-T10	1.85 (2.73)	1.76 (2.83)	A		
GM	1.76 (3.15)	1.53 (3.30)	A		
BF	2.26 (3.43)	2.78 (2.95)	A		
	<i>NSTFTB9_{slp}</i>	<i>NWAVB9_{slp}</i>	0.000	0.306	0.611
MU-L4	-1.17 (3.41)	-1.31 (2.86)	A		
IL-L3	-1.55 (2.94)	-0.46 (2.67)	A		
LO-L1	-1.13 (3.09)	-0.73 (2.64)	A		
LO-T10	-0.40 (2.98)	1.45 (2.35)	B		
GM	0.53 (3.33)	-0.18 (3.03)	B		
BF	1.96 (3.22)	1.14 (2.91)	B		

Mean values of normalized slope with standard deviation (SD) in parentheses.

Statistically significant differences from the ANOVAs ($P \leq 0.05$) are in bold.

* The letters represented the results from Post hoc test (Tukey test) on muscle effect.

The muscles represented by the same letters are not significantly different.

From *NMF_{slp}* and *NIMF_{slp}* indices, significant difference between the MU-L4 muscle (A) and the muscles represented by letters B and C. Significant difference between the BF muscle (A) and the muscles represented by letter C.

From *NSTFTB3_{slp}* and *NWAVB3_{slp}* indices, significant difference between the IL-L3 muscle (B) and the muscles represented by letter A.

From *NSTFTB9_{slp}* and *NWAVB9_{slp}* indices, significant difference between the muscles represented by letter A and those from letter B.

Please see the Table 2 for details concerning the nomenclature used to identify the different EMG fatigue indices and the muscle groups.

Table 4.4. Validity and Reliability results of global EMG fatigue indices for each muscle evaluated

Variable	Muscles	Criterion Validity (n = 27)		Reliability (n = 10)		
		T_{end}	$BORG_{slp}$	ICC	SEM	SEM%
		r (P value)	r (P value)			
NMF_{slp} (Fourier)	MU-L4	0.58 (0.002)	-0.60 (0.001)	0.88	0.34	18
	IL-L3	0.54 (0.003)	-0.53 (0.004)	0.66	1.01	289
	LO-L1	0.61 (0.001)	-0.62 (0.008)	0.69	0.77	69
	LO-T10	-0.06 (0.764)	0.11 (0.574)	0.32	1.71	5360
	GM	0.46 (0.015)	-0.23 (0.251)	0.47	1.24	299
	BF	0.42 (0.028)	-0.45 (0.018)	0.63	0.99	149
$NIMF_{slp}$ (wavelet)	MU-L4	0.55 (0.003)	-0.50 (0.010)	0.73	3.13	102
	IL-L3	0.42 (0.027)	-0.55 (0.003)	0.67	0.95	253
	LO-L1	0.66 (0.000)	-0.68 (0.000)	0.74	0.69	61
	LO-T10	-0.11 (0.596)	0.09 (0.663)	0.31	1.67	1372
	GM	0.55 (0.001)	-0.34 (0.085)	0.12	1.78	783
	BF	0.59 (0.001)	-0.43 (0.026)	0.37	1.32	242

Validity; r : Pearson's Correlation Coefficients between EMG fatigue indices (NMF_{slp} and $NIMF_{slp}$) and fatigue criteria (T_{end} and $BORG_{slp}$). Significant correlations ($P \leq 0.05$).

Reliability; ICC: intra-class correlation coefficient; SEM: standard error of measurement (absolute error); SEM (%): standard error of measurement relative to the grand mean.

Please see the Table 2 for details concerning the nomenclature used to identify the different EMG fatigue indices and the muscle groups.

Table 4.5. Validity and Reliability results of local EMG fatigue indices per frequency bands (3 and 9) computed from STFT and WAV for each muscle evaluated

		Criterion Validity (n = 27)					
		<i>NSTFTBi_{slp}</i> (Fourier)		<i>NWAVBi_{slp}</i> (wavelet)			
Bands	Muscles	T _{end} : <i>r</i> (<i>P</i>)	<i>BORG_{slp}</i> : <i>r</i> (<i>P</i>)	T _{end} : <i>r</i> (<i>P</i>)	<i>BORG_{slp}</i> : <i>r</i> (<i>P</i>)		
Band-3	MU-L4	-0.50 (0.009)	0.50 (0.008)	-0.49 (0.010)	0.46 (0.015)		
	IL-L3	-0.23 (0.245)	0.23 (0.254)	-0.26 (0.185)	0.29 (0.139)		
	LO-L1	-0.27 (0.178)	0.18 (0.376)	-0.22 (0.260)	0.10 (0.609)		
	LO-T10	-0.56 (0.003)	0.49 (0.009)	-0.52 (0.006)	0.47 (0.012)		
	GM	-0.63 (0.000)	0.35 (0.071)	-0.46 (0.015)	0.26 (0.189)		
	BF	-0.44 (0.022)	0.24 (0.228)	-0.60 (0.001)	0.37 (0.059)		
Band-9	MU-L4	0.38 (0.052)	-0.34 (0.080)	0.20 (0.325)	-0.14 (0.473)		
	IL-L3	0.27 (0.173)	-0.36 (0.063)	-0.09 (0.643)	-0.04 (0.831)		
	LO-L1	0.28 (0.163)	-0.52 (0.005)	-0.13 (0.532)	-0.09 (0.649)		
	LO-T10	0.18 (0.379)	-0.26 (0.182)	-0.27 (0.170)	0.25 (0.212)		
	GM	-0.01 (0.979)	-0.29 (0.141)	-0.09 (0.668)	-0.27 (0.167)		
	BF	-0.37 (0.058)	0.28 (0.150)	-0.18 (0.379)	0.09 (0.653)		
		Reliability (n = 10)					
		<i>NSTFTBi_{slp}</i> (Fourier)			<i>NWAVBi_{slp}</i> (wavelet)		
		<i>ICC</i>	<i>SEM</i>	<i>%SEM</i>	<i>ICC</i>	<i>SEM</i>	<i>SEM%</i>
Band-3	MU-L4	0.86	1.20	70	0.75	1.92	179
	IL-L3	0.72	1.46	235	0.47	2.19	494
	LO-L1	0.54	2.35	206	0.80	1.44	233
	LO-T10	0.22	2.71	134	0.56	2.17	134
	GM	0.35	2.81	303	0.22	3.01	793
	BF	0.15	3.54	242	0.00	3.21	139
Band-9	MU-L4	0.80	1.12	53	0.70	1.78	150
	IL-L3	0.31	2.64	326	0.15	2.78	717
	LO-L1	0.58	1.66	81	0.35	2.23	272
	LO-T10	0.00	3.32	362	0.24	2.46	158
	GM	0.13	2.98	1103	0.02	2.96	1414
	BF	0.02	3.00	194	0.73	1.50	199

Low-frequency band: Band-3 (27-49 Hz). High-frequency band: Band-9 (242-301 Hz).

Validity; *r*: Pearson's Correlation Coefficients between EMG fatigue indices (*NSTFTBi_{slp}* and *NWAVBi_{slp}*) and fatigue criteria (*T_{end}* and *BORG_{slp}*). Significant correlations ($P \leq 0.05$).

Reliability; ICC: intra-class correlation coefficient; SEM: standard error of measurement (absolute error); SEM (%): standard error of measurement relative to the grand mean.

Please see the Table 2 for details concerning the nomenclature used to identify the different EMG fatigue indices and the muscle groups.

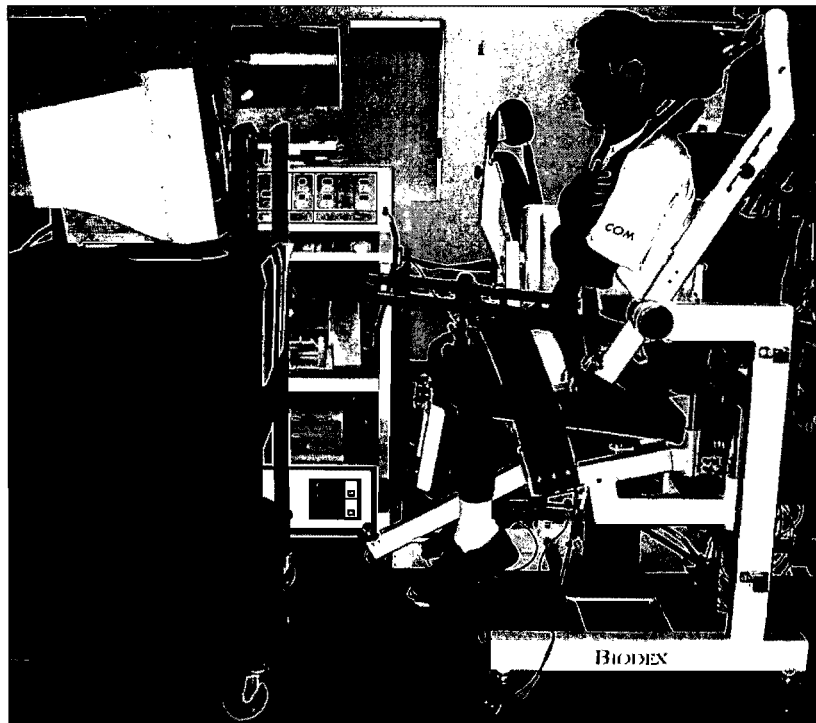
Figures concernant l'article #1

Figure 4.1. Biodex dynamometer

Subjects' position and stabilization on the Biodex chair used to assess the back strength and endurance. The custom device designed to stabilize the pelvis anteriorly is also shown.

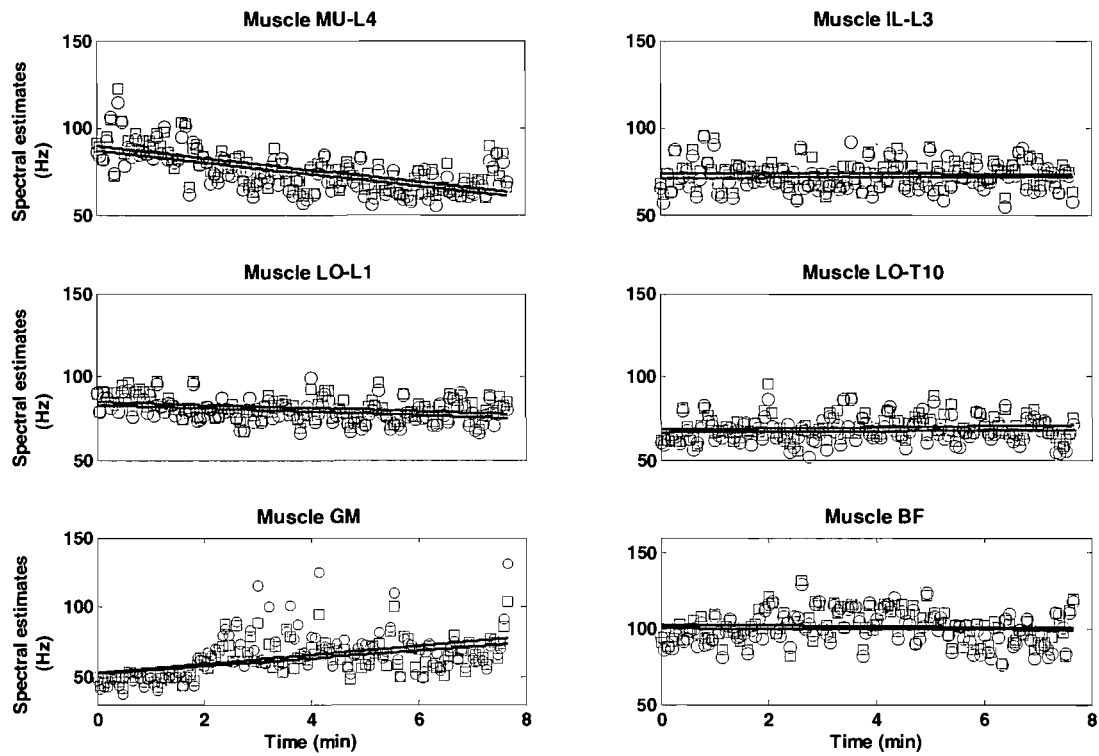


Figure 4.2. Time series of estimates

Median Frequency (STFT: *MF* \circ) and Instantaneous Median Frequency (WAV: *IMF* \square) for each muscle evaluated in a typical subject. Please see the Table 2 for details concerning the nomenclature used to identify the muscle groups.

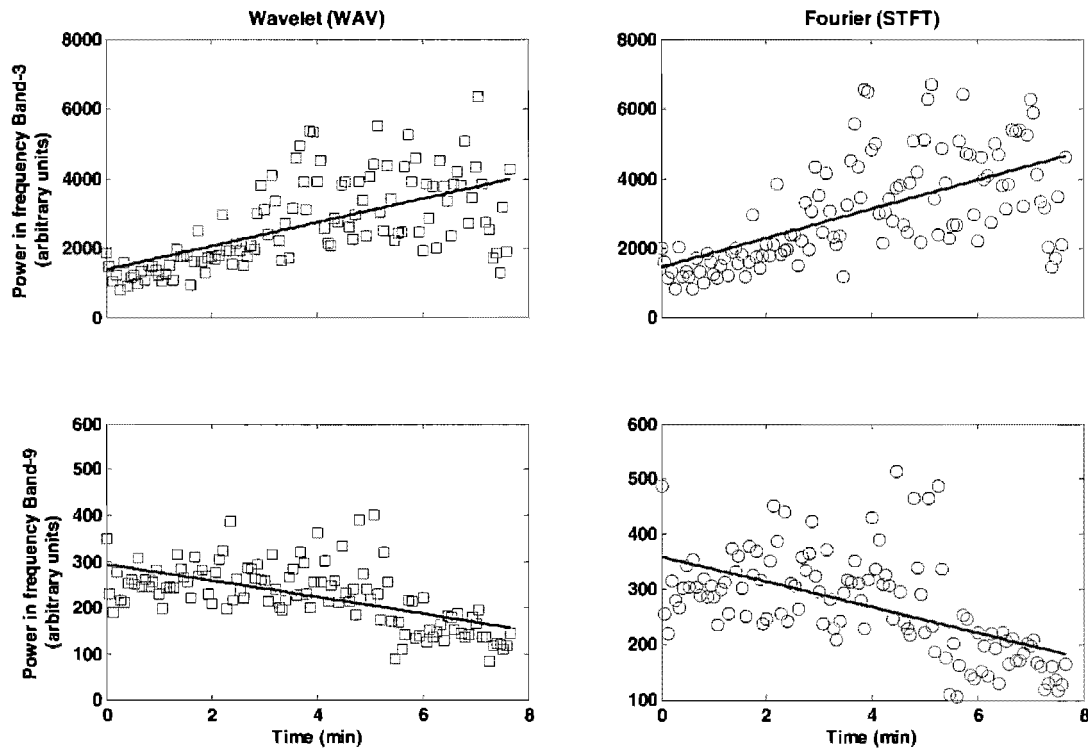
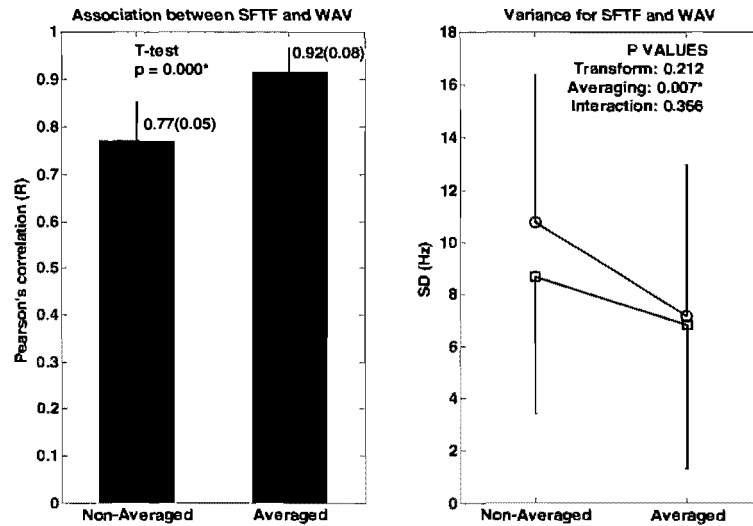


Figure 4.3. Time series of the power of two specific frequency bands Band-3 (27-49 Hz) and Band-9 (242-301 Hz) for STFT (○) and WAV (□) transforms for one muscle (Multifidus recorded at L4 level: MU-L4) in a typical subject.

A) First-step: averaging effect across epochs (within a cycle)



B) Second-step: averaging effect between cycles though linear regression

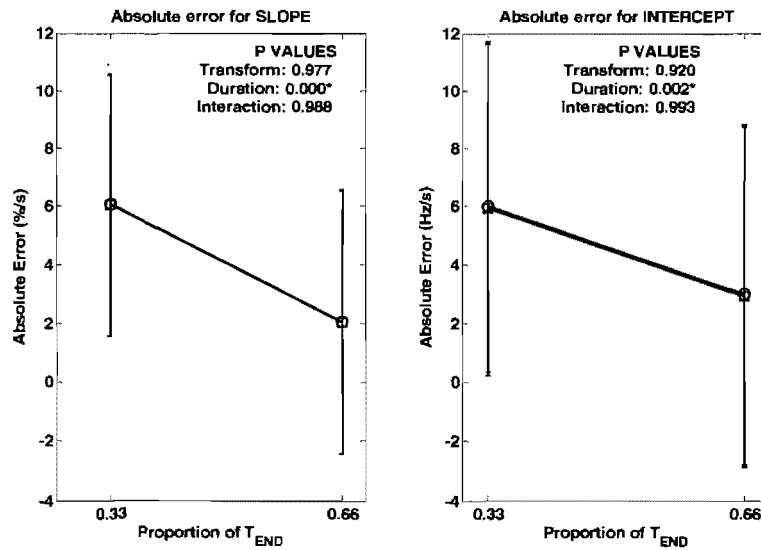


Figure 4.4. Effect of the two-step averaging procedure

Spectral estimates computed from STFT (*MF*: \circ) and WAV (*IMF*: \square) for lower back muscle (Multifidus recorded at L4 level: MU-L4). (A) Statistically significant differences between averaged and non-averaged data on the correlations (Pearson's) and the variances (SD). (B) Statistically significant effect of duration on the error measurement for the intercept and the slope of spectral estimates.

CHAPITRE 5: Résultats (Article 2)

5.1 Étude concernant le volet II

Effect of pelvic stabilization and hip position on trunk extensor activity during back extension exercises on a Roman Chair

Rubens A. da Silva, M.Sc.^{1,2}, Christian Larivière, Ph.D.^{1,3§}, A. Bertrand Arsenault, Ph.D.^{1,2}, Sylvie Nadeau, Ph.D.^{1,2}, André Plamondon, Ph.D.³.

1. Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal (CRIR), Montreal Rehabilitation Institute, 6300 Darlington, Montreal, Quebec, Canada, H3S 2J4.

2. School of Rehabilitation, Faculty of Medicine, University of Montreal, C.P. 6128, Succursale Centre-Ville, Montreal, Quebec, Canada H3C 3J7.

3. Occupational Health and Safety Research Institute Robert-Sauvé, 505 Boul. De Maisonneuve Ouest, Montreal, Quebec, Canada H3A 3C2.

[§]Corresponding author

Address for correspondence

Christian Larivière, Ph.D.,

Occupational Health and Safety Research Institute Robert-Sauvé

505 Boul. De Maisonneuve Ouest, Montreal, Quebec, Canada H3A 3C2.

Tel: (514) 288-1551, ext: 217; Fax: (514) 288-6097

Email Address:

[REDACTED]

This article was submitted in *Journal of Rehabilitation and Medicine* in October 2007.

Abstract

Objective: To assess the effect of pelvic stabilization and hip position on the electromyographic (EMG) activity of trunk extensors during a dynamic back extension exercise on a Roman chair and to compare them between genders.

Design: Repeated measures.

Subjects: Eleven healthy men and 11 healthy women volunteers.

Methods: Five trunk flexion-extension cycles on a Roman chair under the following three conditions: (1) pelvis unrestrained (control condition), (2) pelvis restrained, using a strap pressing the pelvis against the support pad, and (3) hip at an angle of 40° relative to the horizontal (H40°). EMG signals were recorded bilaterally with 12 pairs of electrodes placed on the back muscles, as well as on the gluteus maximus and biceps femoris. The Muscular Utilization Ratio, namely the percentage of EMG amplitude relative to the maximal EMG obtained from maximal contraction, was used to assess the level of muscular activation of each muscle group across the Roman chair conditions.

Results: In both genders, the Roman chair conditions did not affect the EMG activity of the back muscles but the H40° condition significantly reduced the activity of the biceps femoris, by an average of 4 to 18%, relative to the other two conditions. Gender differences were observed on the activity of the biceps femoris during the three Roman chair conditions.

Conclusions: Although pelvic stabilization did not significantly reduce the activation of the hip extensors, the H40° exercise was efficient in decreasing the level of activity of the biceps femoris. This would allow the exercise to train the targeted back muscles more

specifically by overloading them over a longer duration in order to induce physiological changes.

Key words: electromyography; back muscles, rehabilitation, specificity, gender

Introduction

Low Back Pain (LBP) disorders are among the most common musculoskeletal complaints of people seeking medical care (1). Weak and fatigable back musculature has been reported in individuals with LBP (2). Moreover, some studies show that poor back muscle endurance is a predictor of first-time occurrence of LBP (3) as well as a predictor of long-term back-related disability when assessed 4 weeks post-injury (4).

Several studies suggest that patients with nonspecific LBP may benefit from an active multidisciplinary approach involving a physical reconditioning program (5;6). Although physical exercise is well proven to be effective for the rehabilitation of chronic LBP (5;6), there is little agreement as to which exercise programs are the most effective (6). Interestingly, mounting evidence suggests that to obtain positive clinical outcomes, the exercises must be of sufficient dosage (7).

Progressive resistance training involving the back muscles has been successful for increasing strength and/or endurance (8;9) as well as for decreasing pain and/or disability (5;10) among patients with LBP. One popular exercise is the prone back extension exercise using the Roman Chair (RC) (11), in which the subject's upper body is unsupported in a horizontal position against the force of gravity. The level of intensity for this type of exercise is between 40% and 60% of the maximal voluntary contraction (MVC) (12), which should be well suited to improving endurance in patients with LBP (9). RC also allows the difficulty of the exercise to be increased by changing the arm position (13) or by adding an external load to the unsupported body (12). However, this exercise solicits both back and hip extensor muscles (gluteus and hamstrings) and thus does not specifically train the back muscles. In fact, several studies (14-16) have reported that the hip extensor muscles fatigue

faster than the back muscles, which could limit the duration of the exercise and consequently impair the endurance training of back muscles in LBP subjects. Moffroid et al. (9) brought some evidence to this hypothesis since they showed no improvement in any electromyographic (EMG) fatigue-sensitive parameters corresponding to lumbar muscles following a 6-week back endurance training program involving prone position back exercises. These last results suggest that prone back exercises may not overload the back muscles sufficiently to induce physiological changes (endurance gains). The specificity principle (17) must be met to overload the muscles showing deconditioning changes in chronic LBP patients, namely the lower back muscles (18).

Different studies (12;13;19;20) have assessed variants of the RC exercise with the purpose of increasing the relative contribution of back muscles and decreasing that of one of the hip extensors. However, the results are generally not satisfactory. Briefly, the effect of adding an external load (19;21) and multiplying repetition sets (19) has been assessed. The results revealed an opposite effect; instead of a decrease in the hip EMG activity, an increase was observed. Other variants, such as modifying the hip axial rotation, arm position and lumbar posture, were also unsuccessful in reducing the contribution of the hip extensors, although there was an increase in the activity of the back muscles (13;20). To reduce the relative contribution of the hip extensor muscles, Dederling et al.(22) proposed flexing the hips at an angle of 40° relative to the horizontal (H40°). This position increases the mechanical advantage of the hamstrings by increasing their lever-arm (23) and their muscle lengths, thus taking advantage of the length-tension relationship. Interestingly, this research group (22;24) reported higher endurance time values (295 to 385 s) than those reported from traditional RC exercise (109 to 220) (25-27), which could presumably be

related to less fatigue of the hip extensors during the exercise. Unfortunately, they did not record the EMG activity of both muscle groups (back and hip extensors) to compare their activation level or their fatigue rate.

Another way to increase endurance time values might be to better stabilize the pelvis as suggested by the results of Novak et al. (28) (4.7 min). Some authors have hypothesized that pelvic stabilization might minimize the involvement of the larger and more powerful hip extensors (gluteus and hamstrings) and thus better isolate the recruitment of lumbar extensor muscles during trunk extension exercises (29;30). A recent study (31) demonstrated that the EMG activity of the lumbar muscles was 51% higher when the pelvis was stabilized in a lumbar extension machine, although no changes were observed for the biceps femoris. Only one study has evaluated the effect of pelvic stabilization during an RC exercise (32). However, because their experimental conditions were not balanced and the muscle activity of the hip extensors was not recorded with surface EMG, the interpretation of the data was limited. So far, none of these variants of the RC (changing hip position, pelvic stabilization) have been shown to be better than another in maximizing the activity of back muscles while minimizing the activity of hip extensors during an RC exercise (specificity principle). This warranted a more comprehensive EMG investigation of RC exercises. Moreover, gender differences apparently exist in the activation of back and hip extensor muscles during the traditional RC exercise (33). It will thus be interesting to show whether these differences are similar for these variants of RC exercise.

The main purpose of the present study was to assess the effect of pelvic stabilization and hip position (H40°) on the EMG activity of back and hip extensor muscles during a

dynamic trunk extension exercise on an RC. The Muscular Utilization Ratio (MUR) (34), defined as the percentage of EMG amplitude relative to the maximal EMG obtained from a maximal contraction, was computed for each muscle group across three RC conditions: (1) hip at neutral, pelvis unrestrained (PUR; control condition), (2) hip neutral, pelvis restrained (PR), and (3) hip at 40° flexion (H40°) with the pelvis unrestrained. The second purpose was to compare genders across these three RC conditions. We hypothesized that the PR and/or H40° would elicit less activation of the hip extensors and enhance the activation of back muscles in both genders.

Methods

Participants

Twenty-two healthy volunteers (11 men and 11 women) aged between 20 and 55 years and having a body mass index (BMI) less than 30 kg/m² were recruited (Table 5.1). None of the subjects had a history of low back pain in the preceding year. Subjects that had had surgery involving the pelvis or the spine were excluded. The subjects were informed about the experimental protocol and the potential risks of the study and gave written consent prior to their participation. The protocol and consent form had been previously approved by the ethics committee of the Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal (CRIR). The study was conducted at the Pathokinesiology Laboratory located at the Montreal Rehabilitation Institute, a CRIR research site.

Assessments

Two sessions separated by a maximum of one week were required. The first session was to collect basic anthropometric measures (height, mass) and to familiarize the subject with the equipment and the different tasks. The second session was used: (1) to collect lumbar flexibility and range of motion (ROM), (2) to determine the EMG during the MVC, and (3) to assess the EMG activity of the back and hip extensor muscles across the three RC conditions (Figure 5.1, left pictures). We used healthy subjects to obtain a true MVC, instead of LBP participants, in order to avoid confounding factors such as pain-related fear of physical activity and fear of injury that are known to affect MVC (35) and thus the computation of the MUR.

Tasks

Lumbar flexibility and ROM assessment

Lumbar flexibility and ROM during the three RC conditions were determined with an accelerometer used here as an inclinometer. Two movements were used to determine the lumbar flexibility of each subject (36). The first movement was from erect standing (upright) to maximal lumbar flexion without flexing the legs. This first movement was also used for the calibration of the accelerometer at L1 in order to obtain the trunk angle measure (37). The second movement was extreme toe-touching from the sitting position. Each position was performed one time for at least ten seconds and ROM was then computed (from standing: ROM_{ST} and sitting: ROM_S).

Maximal voluntary contractions (MVC)

To estimate the level of muscular activation or MUR of the back and hip extensor muscles during RC conditions, the maximal EMG amplitude was determined by isolating each muscle group. For the hip extensor muscles, in the supine position, two static MVCs were performed on the right side in a Biodex dynamometer using two different hip positions relative to the horizontal (Figure 5.1): (1) at an angle of 0° (neutral, MVC_{H0°}), and (2) at an angle of 40° (MVC_{H40°}). These two positions were chosen as reference to normalize the EMG signals. The MUR values of the RC conditions were estimated taking in account the length of the hip extensor muscles (neutral hip position vs. H40°). The trunk and left leg were firmly strapped against the Biodex chair. A custom-designed stabilization device (two adjusted pads mounted on a metallic armature) was positioned on the anterior superior iliac spine to prevent motion of the pelvis during maximal hip extension. The knee

on the tested side was maintained by an in-house device designed to control the knee position, whereas the center of the hip joint was aligned with the center of the dynamometer, and the resistance pad was fixed at the distal end of the thigh (Figure 5.1).

For the back muscles, three isometric MVCs were performed with the subjects lying prone on an adapted RC device (Figure 5.1, MVC_{BACK}). The upper body was unsupported at an angle of 20° below the horizontal, and the hands were crossed to the opposite shoulders (Figure 5.1). The 20° angle was chosen to normalize the EMG activity of back muscles at approximately the middle position of the ROM of the different RC conditions (i.e., taking into account the length of the back muscles). The upper border of the iliac crest was aligned with the edge of the pelvic pad. The fixed caudal part of the bench supported the pelvis and the legs, and three straps were used to secure the lower limbs (pelvis, knees and ankles) to the bench. A load cell was used to measure the isometric back extension force via a belt positioned over the scapulae.

For both the back and hip extensor muscles, the MVCs were performed progressively in approximately five seconds (3 s to reach the maximal, 1 s to maintain and relax) and two minutes of rest were allowed between contractions. During each maximal extension effort, the moment measured by the Biodex (hip extensors) or the perpendicular force measured by the load cell (back muscles) was displayed in real time as visual feedback (i.e., consisted of a vertically moving target) on a monitor positioned in front of the subject. Visual feedback was used to encourage the subjects to produce their greatest MVC. Subjects were also given verbal standardized encouragement at each contraction. The largest value of the maximal contractions was retained as the MVC.

RC conditions

Ten minutes after the MVCs, the subjects performed the three RC conditions (Figure 5.1): (1) PUR (control condition), (2) PR, and (3) H40°. RC conditions were balanced among subjects to control for possible carry-over effects. For all RC conditions, the subjects were placed on the RC with their trunks unsupported along the horizontal so that their anterior superior iliac spines were on the front edge of the pelvic pad. For the PR condition only, the pelvis was firmly stabilized with a broad strap positioned on the sacrum. The participants were asked to tolerate pelvic stabilization with as much pressure as possible but without pain or discomfort during the PR condition. For the H40° condition, the hip was positioned at an angle of 40° relative to the horizontal with the pelvis unrestrained (Figure 5.1).

The subjects performed one series of five dynamic back flexion-extension cycles for each RC condition with their hands placed behind their heads. At least three minutes of rest were allowed between conditions. The subjects started the exercise in a horizontal position (identified by a bar indicator positioned approximately at T4) and were encouraged to execute maximal flexion of the trunk during the exercise. Each flexion/extension cycle lasted five seconds (1 s horizontal, 2 s flexion, and 2 s extension) and was paced with a metronome (60 beats/min) along with feedback from the investigator.

Measurement techniques (Dynamometry, EMG, Kinematics)

Dynamometry

The gravity-corrected strength (in Nm) of the hip extensor muscles was measured with a Biodex dynamometer system (Biodex Medical Systems III, Inc., New York, USA).

The calibration of the dynamometer was verified prior to each session according to the Biodex manual protocol. A load cell system (Model UTC2; Gould Inc., Measurement Systems, Oxnard, CA) was used to measure the force signals from the back muscles. With the subjects lying prone, we measured the lever arm of the perpendicular force generated by the load cell relative to the L5-S1 joint by using a tape to measure the horizontal distance between the vertical projection of the load cell and L5-S1. The peak L5-S1 extension moment was then calculated multiplying the distance between the load cell and L5-S1 joint with the force applied by the subjects on the load cell. This measure did not consider the moment due to the trunk mass.

EMG

EMG signals were collected from 12 pre-amplified (gain: 1000) active surface electrodes (Model DE-2.3, Delsys Inc., Wellesley, MA) consisting of 2 silver bars (10-mm long, 1-mm wide) spaced 10 mm apart. EMG signals from the recording sites were band-pass filtered between 20 and 450 Hz, analog-to-digital converted at a sampling rate of 2048 Hz, and stored on a PC hard disk for later analyses.

After the skin at the electrode sites was shaved and abraded with alcohol, the electrodes were positioned bilaterally on the multifidus at the L4 level (MU-L4-Left and MU-L4-Right), on the iliocostalis lumborum at the L3 level (IL-L3-L and IL-L3-R), on the longissimus at L1 (LO-L1-L and LO-L1-R), and at T10 (LO-T10L and LO-T10-R) following the recommendations of Defoa et al. (38) with regard to muscle fiber direction (details in (39)). We acknowledge the difficulty of capturing the multifidus with surface electrodes, and therefore assigned validity of the EMG signal to the landmark location

rather than to the multifidus muscle itself. Four additional electrodes were positioned over the belly of the gluteus maximus (GM-L and GM-R) and biceps femoris (BF-L and BF-R) following the procedure of Kankaanpää et al. (25). To avoid movement artefacts related to direct contact of electrodes on hard surfaces (Biodex chair), we placed pierced circular cushions around the GM and BF electrodes. A reference silver-silver chloride electrode was positioned over the T8 spinous process.

Kinematics

The angular position of the trunk segment was obtained from one accelerometer (Model ADXL105EM-1, Analog Devices Inc., Norwood, MA). Signals from the recording site were analog-to-digital converted at a sampling rate of 128 Hz and stored on a PC hard disk for later analyses. The sensor was positioned at the L1 level of the spine. This accelerometer measures the angular position as an inclinometer following the calculation and calibration procedures of Hanson et al. (37). Briefly, the calibration of the accelerometer allows a plane of motion to be defined. This plane requires two vectors: one that ideally represents the initial position or ‘upright’, and the other the final position or ‘forward’, as performed in the first movement (deep flexion from standing) described in the preceding “Lumbar flexibility and ROM assessment” section. The cross product of the two vectors defines a vector perpendicular to this plane. Subsequently, we transform the orientation given in the transducer coordinates (X_t, Y_t, Z_t) to a body-segment coordinate system (X, Y, Z). This ensures that wherever the sensor is positioned on a body segment, the new coordinate system will be related to the ‘upright’ (v_1) and ‘forward’ (v_2) vectors.

Signal processing

All data processing was performed using Matlab sub-routines (Version 7.0; the MathWorks Inc., Natick, MA, release 14). Force signals (Biodex and load cell) were low-pass filtered, both ways, with a Butterworth filter using optimal cut-off frequency calculated with residual analysis. Angle signals (inclinometer) were low-pass filtered at 2 Hz, both ways, using a second order Butterworth filter. A notch-filter was used for the EMG signals, removing frequencies at 60 Hz and their harmonics.

From EMG signals corresponding to MVCs, a moving Root Mean Square (RMS) processing method was executed on successive 250-ms (512 points) time-windows (50% overlapped). For each muscle, the peak RMS value across all MVC trials represented the maximal EMG activity (RMS_{MAX}). RMS_{MAX} was used to compute the MUR on each muscle group across three RC conditions. For each RC condition and each flexion/extension cycle (c) [c representing the cycle number], RMS values (250-ms, 50% overlapped) were computed using the EMG signals corresponding to the trunk ROM between 30° and 10° to avoid the acceleration and deceleration portions of the concentric contractions (extension phase of movement). For each muscle, the mean $RMS(c)$ value was computed across the 20° ROM, which represented the mean RMS activity during the dynamic extension portion of the RC exercise [$RMS_{DYN}(c)$, where DYN = dynamic]. RMS processing was also executed on a one-second time window to assess the average level of muscle activity [$RMS_{STA}(c)$, where STA = static] during the static phase (i.e., trunk unsupported along the horizontal) of the exercise. The $RMS_{DYN}(c)$ and $RMS_{STA}(c)$ values were averaged across the three middle cycles to give a single value. Finally, the MURs (in %) were computed using the equations below:

$$MURDYN (\%) = [(RMSDYN / RMSMAX \times 100\%)]$$

$$MURSTA (\%) = [(RMSSTA / RMSMAX \times 100\%)]$$

Statistical analyses

All statistical analyses were done with NCSS statistical software (version 6.0 for Windows) with an alpha of .05 as the level of statistical significance. All variables were normally distributed, as verified with the Wilk-Shapiro test. Student t tests were used to assess between-group (men and women) differences in age, height, weight, body mass index (BMI), lumbar flexibility (ROM), and MVC (back and hip extensors). All MURs were averaged bilaterally because no significant differences were observed between left and right side muscles (ANOVAs, $P \geq 0.05$). Two-way ANOVA (Genders \times RC conditions) with repeated measures on the RC conditions factor was used to compare the MUR of a given muscle and the trunk ROM across the three RC conditions. Post hoc analyses were performed, when necessary, using the Tukey test.

Results

The demographic characteristics (age, height, weight, BMI) as well as the lumbar flexibility and maximal strength (back and hip) of men and women are presented in Table 5.1. The MUR of the back muscles ranged between 37 to 58% across the RC conditions, whereas it ranged between 12 to 33% for the hip extensor muscles (Table 5.2). No significant interaction ($P > 0.05$) was found between the genders and RC conditions for both the MUR (Table 5.2) and ROM (Figure 5.3) variables. In both genders, the RC conditions did not influence the activity of the back and gluteus muscles either for dynamic (MUR_{DYN}) or for static (MUR_{STA}) analyses. On the other hand, the H40° condition significantly ($P < 0.05$) reduced the activity of the biceps femoris by an average of 4 to 18% (across dynamic and static analyses) relative to the other two RC conditions (see Table 5.2), as further illustrated in Figure 5.2. For the trunk ROM, the H40° condition significantly ($P < 0.05$) reduced the trunk ROM relative to the PUR condition for both genders (ANOVA results, see Figure 5.3).

No significant ($P < 0.05$) differences between genders were found for the back and GM activities (Table 2). In general, women showed significantly higher BF activity than men for the three RC conditions (Table 2), except for the H40° condition from the MUR_{STA} analysis. These results are further illustrated in Figure 5.4. However, when accounting for hip extensor strength in an ANCOVA (results not reported here), the corresponding covariates (MVC_{H0°} and MVC_{H40°} were tested separately) were statistically significant and the significant effect of gender on the MUR_{DYN} values disappeared for the three RC conditions. In fact, hip strength (MVC_{H0°} or MVC_{H40°}) was significantly ($P < 0.05$) correlated with the MUR_{DYN} of BF ($r = -.58$ for PUR, $r = -.57$ for PR, and $r = -.57$ for

H40°). Other possible confounding factors such as ROM_{ST} and ROM_S (two lumbar flexibility measures) were not significant between genders (*t*-test results, Table 5.1) and consequently were not further considered as possible covariates in an ANCOVA.

Discussion

The purpose of this study was to assess the effect of pelvic stabilization and hip position on the relative EMG activity of back and hip extensor muscles during a dynamic back extension exercise on an RC. We had hypothesized that the PR and/or H40° would elicit less activation of the hip extensor exercise and enhance back muscle activity during the RC exercise in both genders. The results revealed that the H40° condition decreased the relative activity of BF (one powerful hip extensor) in both genders, which partially supports our hypothesis. Unexpectedly, no RC condition influenced the activity of the back muscles. Our second purpose was to compare the genders across the three RC conditions. Interestingly, gender differences existed only for the activity of BF, but disappeared when accounting for hip extensor strength.

Effect of pelvic stabilization

To the authors' knowledge, this is the first study that has assessed the effect of pelvic stabilization on the main trunk extensors during RC exercises. Our results showed, for both genders, that pelvic stabilization did not increase the activity of the back muscles nor decrease the relative activation of the hip extensors during the RC exercise. As stated earlier, only one study (32) evaluated the effect of pelvic stabilization during lumbar extension in an RC exercise. Although the authors did not balance the RC conditions and did not record the EMG activity of the hip extensors, the back muscles showed comparable activation between the PUR and PR conditions. These results were thus contrary to the hypothesis stating that pelvic stabilization would better isolate the recruitment of lumbar extensors while reducing the contribution of the powerful hip extensors, at least in the

sitting position (29;30). Regarding the hip extensor muscles, these results could be explained by the fact that this muscle group is involved during compound trunk extension movement (40). Although this muscle group was not directly responsible for the work performed, it was activated even when the pelvis was restrained during the dynamic exercise. This suggests that a well-established motor synergist pattern exists for familiar movements such as lumbar flexion/extension cycles. On the other hand, these results could be related to the difficulty stabilizing the pelvis during the RC exercise. Although we pressed the pelvis strongly against the support pad and asked the participants to tolerate as much pressure as possible without pain or discomfort, the use of a strap might not be sufficient to limit the action of the hip extensors and thus to increase the activity of the back muscles. RC is a simple and low-cost exercise, but it does not allow an efficient mechanism for pelvic stabilization as compared to machine exercises where the subjects are sitting and well stabilized with rigid pads (29-31). Previous studies performed on lumbar extension machines showed that pelvic stabilization is efficient for strengthening the back muscles (29) as well as for increasing the activation of the lumbar extensor muscles during the exercise (31). These positive results might be related to more sophisticated pelvic and femur stabilization mechanisms.

Effect of hip position

An approach that was hypothesized to be effective for decreasing the relative contribution of the hip extensors is to position the hip at an angle of 40° relative to the horizontal (H40°). In the present study, the H40° condition significantly reduced the activity of one of the hip extensors (biceps femoris: BF) relative to the other two conditions

for both genders. This supports the longer endurance time values of Dederling et al. (22;24) and is apparently related to the mechanical advantage of the hip extensor muscles in this position. In this position, the hamstring muscles reach their maximal lever-arms (23) and are also lengthened further so that they produce the highest strength according to the length-tension relationship. The strength of the hip extensor muscles increases significantly with an increasing hip flexion angle from 0° to 90° (41). These two advantages could have reduced the required relative loading on the BF muscles during the exercise. However, the same effect was not observed for the gluteus maximus (GM). Although the MUR values for the GM muscle were reduced in the H40° position, the effect was not significantly different from the other two conditions (see Table 5.2). This could be explained by the fact that the increase in the lever-arm of the GM is much smaller than in the BF in this position (23).

Unexpectedly, the trunk ROM was different across the three RC conditions, despite the fact that the position of the anterior superior iliac spine was carefully aligned with the edge of the pelvic pad at the beginning of each RC condition. The H40° condition significantly reduced the trunk ROM relative to the PUR condition (Figure 5.3). Hip flexion could have had an effect on the spine-pelvis-leg kinematic chain (42). In fact, the sacroiliac joint and the spine could benefit from a stabilization effect induced by a lengthening of the biceps femoris which increases the sacrotuberous ligament tension and thus decreases sacroiliac joint mobility (42). If the mobility of the pelvis via the sacroiliac joint is decreased with H40°, this could then explain the reduction of the trunk ROM during the H40° condition. Furthermore, a recent study (43) showed that backward pelvic rotation is greater at H40° with the hamstrings lengthened than at 10° of hip flexion, which suggests that the total trunk ROM would be decreased during the H40° condition. Interestingly, a

mean difference of 10° was reported (43), which corresponds to the 8° difference recorded between PUR and H40° from our study.

Effect of gender

To our knowledge, only one study (33) investigated the effect of gender on the activation of back and hip extensor (GM) muscles during a dynamic RC exercise. They found that women showed higher lumbar back activity than men, but no difference was observed for GM. In the present study, the activity of back muscles was similar between genders, but women activated their BF more than men during all RC conditions (MUR_{DYN} results). These discrepant findings might be explained by differences in protocols. The subjects (5 men and 6 women) in the Arokoski study (33) performed 40 repetitions per minute, whereas our subjects (11 men and 11 women) executed the RC conditions at a much lower frequency (12 back flexion/extension cycles per minute).

Generally, gender differences exist in the anatomy (44), in flexibility (45) and in muscle strength, as observed for the back (46) or hip (41) extensors. With regard to anatomy, pelvic width is known to differ between genders, which apparently generates different muscle moment arms as observed for the back and hip muscles (23;44). However, these results were not adjusted to the anthropometry (ex: height) of the subjects. In other words, it is not known whether this is only a scaling effect or an intrinsic difference due to gender. However, simple calculations (moment arm – height ratio) suggest that it is only a scaling effect, thus eliminating the possibility that gender differences are due to differences in muscle biomechanical properties. Our results showed that accounting for hip extensor strength makes the gender differences disappear. These results suggest that gender

differences might exist in the relative load induced by the weight of the trunk during the RC conditions. In fact, no gender effect is observed in the activation of back (47;48) and hip (47) muscles when the relative loading is equivalent for both genders. If the women in the present study had had a relative load higher than men as the estimations of Plamondon et al. (21) suggest (women = 60% \dot{MVC} vs men = 48% MVC), this could have increased the relative loading on the BF muscle during the RC conditions. Interestingly, Clark et al. (47) corroborated these estimations with direct measurements leading to the conclusion that 2.7 times more loads have to be put on the trunks of men (17.1 vs 6.3 kg; ratio = 2.7) to obtain a 50% relative loading during RC exercises. Moreover, a significant increase in hip extensor activity (gluteus and biceps femoris) was observed during the RC exercise when the relative load was increased by adding extra load onto the trunk (21;47). This suggests that the higher relative load induced by the trunk in women would similarly increase the activation of hip extensors relative to men. This is exactly what was observed in the present study but only for one hip extensor (BF).

Limitations of the study

There are some limitations of this study that need to be addressed. The study's overall result cannot necessarily be generalized to patients with LBP. Another limitation of the study is that we did not evaluate the fatigue of the back and hip extensor muscles during the three RC conditions. This would have been useful for determining which muscle group (back or hip extensors) is more prone to fatigue during each RC exercise. Clark et al. (14) reported a derecruitment of the lumbar extensors occurring at approximately 55% of the endurance time and a concomitant increase in hip extensor muscle activity during a

dynamic traditional RC exercise (PUR condition). These authors concluded that during this type of exercise, the hip extensors fatigued faster than the back muscles. It would be interesting to know whether these results would be similar for other RC conditions (PR and H40°). Despite this limitation, our study identified an RC condition (H40°) that decreased the activation of the biceps femoris during the exercise. This could have a direct impact on the number of cycles required to fatigue back muscles. Our research group is currently evaluating the H40° condition in order to show which muscle groups (back and hip extensors) fatigue faster and to verify whether the results can be generalized to chronic LBP patients.

Conclusion

The aim of the present study was to assess the effect of pelvic stabilization and hip position (H40°) on the EMG activity of back and hip extensor muscles during a dynamic back extension exercise on an RC and to compare them between genders. Although pelvic stabilization does not reduce significantly the activation of the hip extensors, the H40° exercise was efficient in decreasing the level of activity of the biceps femoris, a powerful hip extensor. This would allow such an exercise to train the targeted back muscles more specifically by overloading them over a longer duration in order to induce physiological changes. This has implications for the training of back muscle endurance in low back pain patients.

Acknowledgements

R.A. Da Silva (Ph.D. student) and this project were both funded by the Occupational Health and Safety Research Institute Robert-Sauvé (IRSST). Sylvie Nadeau is a junior II research scientist from the Fonds de la recherche en santé du Québec. We gratefully acknowledge the assistance of Flavia O'Delloso for the recruitment of subjects and data collection, as well as Michel Goyette and Daniel Marineau for technical support. Finally, we acknowledge the assistance of David McFadden and Jean-François Pilon for their help in data processing.

References

1. Nachemson AL, Jonsson E. Neck and Low Back Pain. The Scientific Evidence of Causes, Diagnosis, and Treatment. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2000.
2. Hultman G, Nordin M, Saraste H, Ohlsen H. Body composition, endurance, strength, cross-sectional area, and density of MM erector spinae in men with and without low back pain. *J Spinal Dis* 1993; 6(2):114-123.
3. Biering-Sorensen F. Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. *Spine* 1984; 9(2):106-119.
4. Enthoven P, Skargren E, Kjellman G, Öberg B. Course of back pain in primary care: A prospective study of physical measures. *J Rehabil Med* 2003; 35:168-173.
5. Smeets RJ, Wade D, Hidding A, Van Leeuwen PJ, Vlaeyen JW, Knottnerus JA. The association of physical deconditioning and chronic low back pain: a hypothesis-oriented systematic review. *Disabil Rehabil* 2006; 28(11):673-693.
6. van Tulder MW, Koes BW, Bouter LM. Conservative treatment of acute and chronic nonspecific low back pain. A systematic review of the most common interventions. *Spine* 1997; 22(18):2128-2156.
7. Vuori IM. Dose-response of physical activity and low back pain, osteoarthritis, and osteoporosis. *Med Sci Sports Exerc* 2001; 33(6 Suppl):S551-S586.
8. Mannion AF, Taimela S, Muntener M, Dvorak J. Active therapy for chronic low back pain part 1. Effects on back muscle activation, fatigability, and strength. *Spine* 2001; 26(8):897-908.
9. Moffroid MT, Haugh LD, Haig AJ, Henry SM, Pope MH. Endurance training of trunk extensor muscles. *Phys Ther* 1993; 73(1):10-17.
10. Hayden JA, van Tulder MW, Malmivaara AV, Koes BW. Meta-Analysis: Exercise Therapy for Nonspecific Low Back Pain. *Ann Int Med* 2005; 142(9):765-775.
11. Demoulin C, Vanderthommen M, Duysens C, Crielaard JM. Spinal muscle evaluation using the Sorensen test: a critical appraisal of the literature. *J Bone Spine* 2006; 73(1):43-50.
12. Plamondon A, Serresse O, Boyd K, Ladouceur D, Desjardins P. Estimated moments at L5/S1 level and muscular activation of back extensors for six prone back extension exercises in healthy individuals. *Scand J Med Sci Sports* 2002; 12(2):81-89.

13. Mayer JM, Graves JE, Robertson VL, Pierra EA, Verna JL, Ploutz-Snyder LL. Electromyographic activity of the lumbar extensor muscles: effect of angle and hand position during Roman chair exercise. *Arch Phys Med Rehabil* 1999; 80(7):751-755.
14. Clark BC, Manini TM, Ploutz-Snyder LL. Derecruitment of the lumbar musculature with fatiguing trunk extension exercise. *Spine* 2003; 28(3):282-287.
15. Kankaanpää M, Taimela S, Laaksonen D, Hanninen S, Airaksinen O. Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. *Arch Phys Med Rehabil* 1998; 79:412-417.
16. Moffroid M, Reid S, Henry SM, Haugh LD, Ricamato A. Some endurance measures in persons with chronic low back pain. *JOSPT* 1994; 20(2):81-87.
17. Baechle TR. *Essentials of strength training and conditioning*. Champaign, IL.: Human Kinetics, 1994: 57-314.
18. Hides JA, Stokes MJ, Saide M, Jull GA, Cooper DH. Evidence of lumbar multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms in patients with acute/subacute low back pain. *Spine* 1994; 19(2):165-172.
19. Clark BC, Manini TM, Mayer JM, Ploutz-Snyder LL, Graves JE. Electromyographic activity of the lumbar and hip extensors during dynamic trunk extension exercise. *Arch Phys Med Rehabil* 2002; 83(11):1547-1552.
20. Mayer JM, Verna JL, Manini TM, Mooney V, Graves JE. Electromyographic activity of the trunk extensor muscles: effect of varying hip position and lumbar posture during Roman chair exercise. *Arch Phys Med Rehabil* 2002; 83(11):1543-1546.
21. Plamondon A, Trimble K, Lariviere C, Desjardins P. Back muscle fatigue during intermittent prone back extension exercise. *Scand J Med Sc Sports* 2004; 14(4):221-230.
22. Dederich A, Németh G, Harms-Ringdahl K. Correlation between electromyographic spectral changes and subjective assessment of lumbar muscle fatigue in subjects without pain from the lower back. *Clin Biomech* 1999; 14:103-111.
23. Németh G, Ohlsen H. In vivo moment arm lengths for hip extensor muscles at different angles of hip flexion. *J Biomech* 1985; 18(2):129-140.
24. Dederich A, Hjelmsater MR, Elfving B, Harms-Ringdahl K, Németh G. Between-days reliability of subjective and objective assessments of back extensor muscle fatigue in subjects without lower-back pain. *J Electromyogr Kinesiol* 2000; 10:151-158.
25. Kankaanpää M, Laaksonen D, Taimela S, Kokko SM, Airaksinen O, Hanninen O. Age, sex, and body mass index as determinants of back and hip extensor fatigue in the isometric Sorensen back endurance test. *Arch Phys Med Rehabil* 1998; 79:1069-1075.

26. Keller A, Hellesnes J, Brox JI. Reliability of the isokinetic trunk extensor test, Biering-Sorensen test, and Astrand bicycle test. *Spine* 2001; 26(7):771-777.
27. Mannion AF, Connolly B, Wood K, Dolan P. The use of surface EMG power spectral analysis in the evaluation of back muscle function. *J Rehabil Res Devel* 1997; 34(4):427-439.
28. Novak GJ, Shiplein OD, Trafimow JH, Andersson GBJ. Influence of erector spinae muscle fatigue on the lumbo-sacral moment during lifting. *Eur J of Exp Musculoskel Res* 1993; 2:39-44.
29. Graves JE, Webb DC, Pollock ML, Matkozych J, Leggett SH, Carpenter DM, Foster DN, Cirulli J. Pelvic stabilization during resistance training: Its effect on the development of lumbar extension strength. *Arch Phys Med Rehabil* 1994; 75:210-215.
30. Smidt G, Herring T, Amundsen L, Rogers M, Russell A, Lehmann T. Assessment of abdominal and back extensor function. A quantitative approach and results for chronic low-back patients. *Spine* 1983; 8(2):211-219.
31. San Juan JG, Yaggie JA, Levy SS, Mooney V, Udermann BE, Mayer JM. Effects of pelvic stabilization on lumbar muscle activity during dynamic exercise. *J Strength Cond Res* 2005; 19(4):903-907.
32. Benson ME, Smith DR, Bybee RF. The muscle activation of the erector spinae during hyperextension with and without the pelvis restrained. *Phys Ther Sport* 2002; 3:165-174.
33. Arokoski JP, Kankaanpaa M, Valta T, Juvonen I, Partanen J, Taimela S, Lindgren KA, Airaksinen O. Back and hip extensor muscle function during therapeutic exercises. *Arch Phys Med Rehabil* 1999; 80(7):842-850.
34. Nadeau S, Gravel D, Arsenault AB, Bourbonnais D. A mechanical model to study the relationship between gait speed and muscular strength. *IEEE Trans Rehabil Eng* 1996; 4(4):386-394.
35. Oddsson LI, De Luca CJ. Activation imbalances in lumbar spine muscles in the presence of chronic low back pain. *J Appl Physiol* 2003; 94(4):1410-1420.
36. Dolan P, Mannion AF, Adams MA. Fatigue of the erector spinae muscles. A quantitative assessment using "frequency banding" of the surface electromyography signal. *Spine* 1995; 20(2):149-159.
37. Hansson GA, Asterland P, Holmer NG, Skerfving S. Validity and reliability of triaxial accelerometers for inclinometry in posture analysis. *Med Biol Eng Comput* 2001; 39(4):405-413.

38. Defoa JL, Forrest W, Biedermann HJ. Muscle fibre direction of longissimus, iliocostalis and multifidus: landmark-derived reference line. *J Anatomy* 1989; 163:243-247.
39. Lariviere C, Arsenault AB, Gravel D, Gagnon D, Loisel P. Median frequency of the electromyographic signal: effect of time-window location on brief step contractions. *J Electromyogr Kinesiol* 2001; 11(1):65-71.
40. Vleeming A, Pool-Goudzwaard AL, Hammudoghlu D, Stoeckart R, Snijders C, Mens JMA. The Function of the Long Dorsal Sacroiliac Ligament. Its Implication for Understanding Low back Pain. *Spine* 1996; 21(5):556-562.
41. Nemeth G, Ekholm J, Arborelius UP, Harms-Ringdahl K, Schuldt K. Influence of knee flexion on isometric hip extensor strength. *Scand J Rehabil Med* 1983; 15(2):97-101.
42. van Wingerden JP, Vleeming A, Snijders CJ, Stoeckart R. A functional-anatomical approach to the spine-pelvis mechanism: interaction between the biceps femoris muscle and the sacrotuberous ligament. *Eur Spine J* 1993; 2:140-144.
43. Congdon R, Bohannon R, Tiberio D. Intrinsic and imposed hamstring length influence posterior pelvic rotation during hip flexion. *Clin Biomech (Bristol , Avon)* 2005; 20(9):947-951.
44. Jorgensen MJ, Marras WS, Granata KP, Wiand JW. MRI-derived moment-arms of the female and male spine loading muscles. *Clin Biomech (Bristol , Avon)* 2001; 16(3):182-193.
45. Sullivan MS, Dickinson CE, Troup JDG. The influence of age and gender on lumbar spine sagittal plane range of motion. A study of 1126 healthy subjects. *Spine* 1994; 19(6):682-686.
46. Keller, T.S., Roy AL. Posture-dependent isometric trunk extension and flexion strength in normal male and female subjects. *J Spinal Dis Techn* 2002; 15(4):312-318.
47. Clark BC, Manini TM, The DJ, Doldo NA, Ploutz-Snyder LL. Gender differences in skeletal muscle fatigability are related to contraction type and EMG spectral compression. *J Appl Physiol* 2003; 94(6):2263-2272.
48. Lariviere C, Gravel D, Gagnon D, Gardiner P, Bertrand AA, Gaudreault N. Gender influence on fatigability of back muscles during intermittent isometric contractions: a study of neuromuscular activation patterns. *Clin Biomech (Bristol , Avon)* 2006; 21(9):893-904.

Tableaux concernant l'article 2

Table 5.1. Characteristics of subjects

Variable	Men (n = 11)		Women (n = 11)		t- test
	Mean	(SD)	Mean	(SD)	<i>P (values)</i>
Age (yr)	25	(4)	26	(3)	0.710
Height (m)	1.77	(5.95)	1.67	(7.41)	0.002
Mass (kg)	74	(10)	60	(6)	0.001
BMI (kg/m ²)	23	(3)	21	(2)	0.156
ROM _{ST} (°) ^a	107	(6)	120	(21)	0.060
ROM _S (°) ^b	30	(7)	32	(11)	0.696
MVC _{H0°} (Nm)	137	(30)	82	(31)	0.000
MVC _{H40°} (Nm)	269	(41)	184	(48)	0.000
MVC _{BACK} (Nm)	335	(45)	220	(60)	0.000

Mean values and Standard Deviation (SD) in parentheses.

The significant differences ($P < 0.05$) are identified with **bold** characters.

Lumbar flexibility measures: ^a Trunk range of motion from erect standing position (ROM_{ST}). ^b Trunk range of motion from erect sitting position (ROM_S).

MVC_{H0°}; MVC_{H40°}; MVC_{BACK}: maximal voluntary contraction for each muscle group (back and hip muscles).

Table 5.2. Muscular Utilisation Ratio (MUR) values of the back and hip extensor muscles. ANOVAs results for both genders and experimental conditions

Variables	Muscles	Genders	Experimental Conditions			P ANOVA		
			PUR	PR	H40°	Genders	Conditions	Interaction
MUR _{DYN}	MU-L4	M	49 (11)	46 (13)	45 (12)	0.702	0.517	0.620
		W	48 (16)	52 (20)	44 (10)			
	IL-L3	M	40 (18)	37 (16)	39 (17)	0.102	0.634	0.959
		W	49 (18)	43 (14)	46 (15)			
	LO-L1	M	55 (11)	51 (13)	52 (12)	0.356	0.938	0.856
		W	56 (19)	57 (18)	56 (11)			
	LO-T10	M	42 (18)	43 (18)	43 (19)	0.534	0.709	0.801
		W	44 (14)	49 (13)	43 (10)			
	GM	M	22 (19)	25 (20)	15 (7)	0.601	0.677	0.687
		W	23 (16)	23 (15)	23 (14)			
	BF	M	16 (7)	18 (10)	12 (4)	0.017	0.039	0.570
		W	24 (13)	30 (20)	16 (11)			
MUR _{STA}	MU-L4	M	54 (13)	56 (13)	50 (11)	0.365	0.107	0.799
		W	54 (17)	52 (15)	44 (15)			
	IL-L3	M	43 (11)	40 (10)	38 (12)	0.123	0.139	0.709
		W	52 (18)	41 (12)	43 (18)			
	LO-L1	M	58 (11)	59 (10)	55 (10)	0.434	0.211	0.750
		W	58 (13)	57 (14)	50 (10)			
	LO-T10	M	46 (22)	47 (15)	43 (18)	0.818	0.350	0.889
		W	45 (10)	49 (10)	39 (10)			
	GM	M	29 (24)	26 (23)	15 (10)	0.655	0.364	0.777
		W	28 (20)	26 (17)	23 (17)			
	BF	M	20 (7)	21 (13)	13 (4)	0.027	0.001	0.193
		W	33 (18)	27 (7)	14 (7)			

Mean values and Standard Deviation (SD) in parentheses.

The significant differences ($P < 0.05$) are identified with **bold** characters.

MUR_{DYN} (%): Muscular Utilization Ratio computed from concentric portion in extension.

MUR_{STA} (%): Muscular Utilization Ratio computed from static portion in extension.

Genders: M (men) and W (Women).

PUR: pelvis unrestrained.

PR: pelvis restrained using a strap pressing the pelvis against the support pad.

H40°: hip at an angle of 40° relative to the horizontal with the pelvis unrestrained.

Figures concernant l'article #2

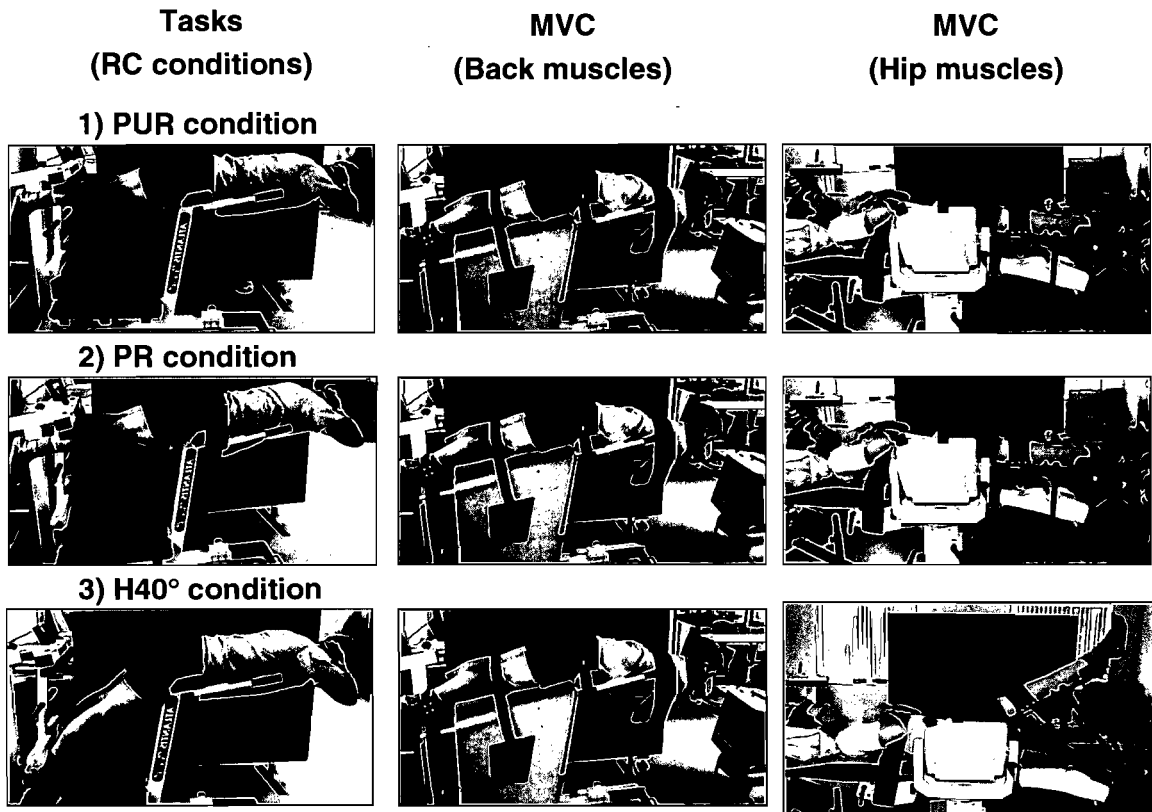


Figure 5.1. Roman chair conditions (left pictures) and corresponding maximal voluntary reference contractions (middle and right pictures) used to normalize the EMG signals. During the MVCs, the position the segments were the same (similar muscle lengths) as the position where the EMG was analyzed during the different exercise conditions. Please note that the pictures on the left should represent a 20° trunk flexion to represent the posture where the EMG analyses were done on the back muscles.

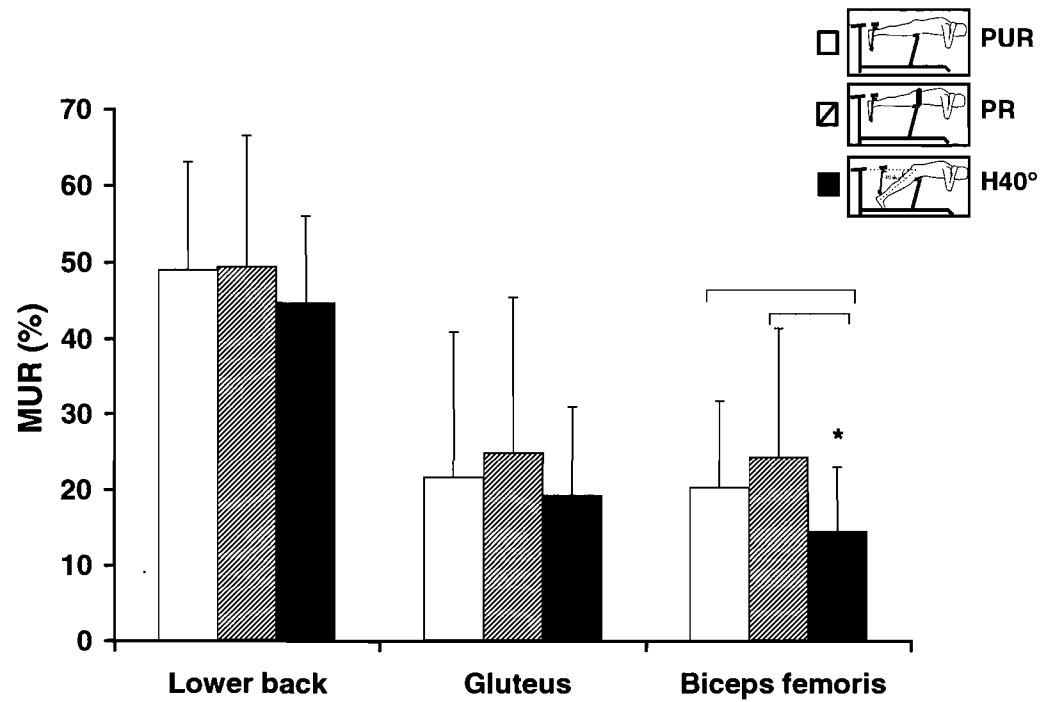


Figure 5.2. Dynamic Muscular Utilization Ratio (MUR_{DYN}) values of the lower back, gluteus and biceps femoris during the three Roman chair conditions. The H40° condition reduced significantly ($P < 0.05$) the activity of the biceps femoris muscle. For more details, see Table 5.2.

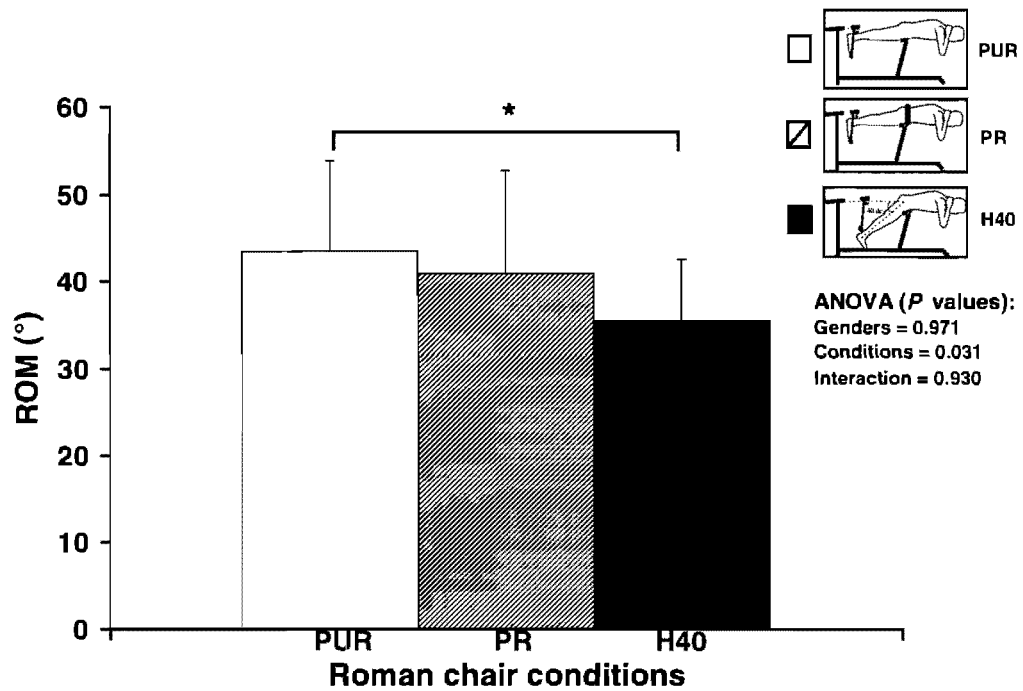


Figure 5.3. Trunk range of motion during each Roman chair condition

There were no between-gender significant differences (ANOVA results, $P > 0.05$). The H40° condition significantly ($P < 0.05$) reduced the trunk ROM relative to the PUR condition.

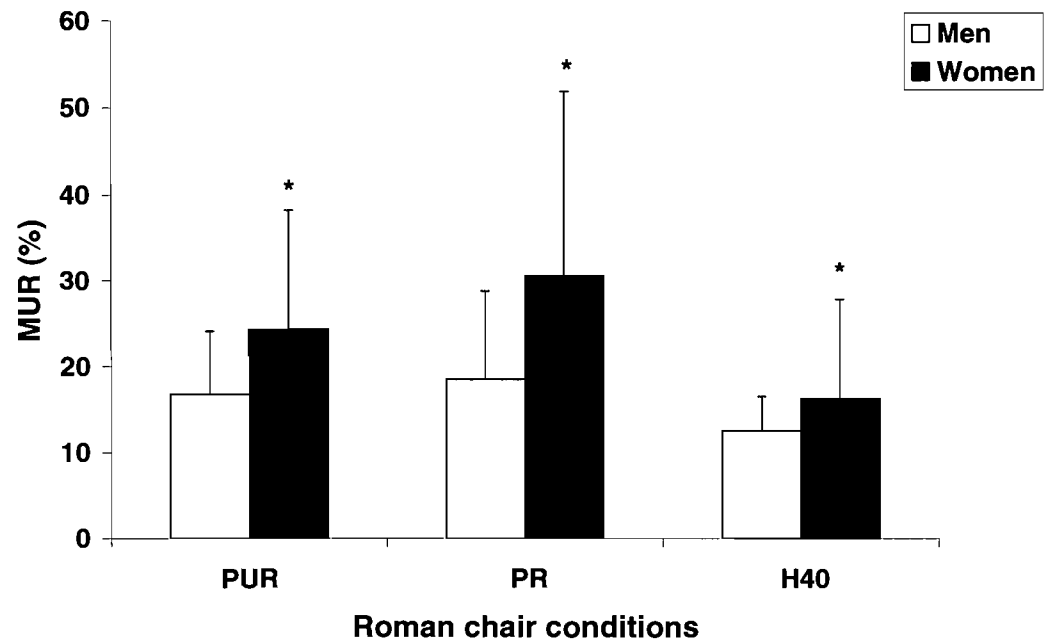


Figure 5.4. Effect of gender on the MUR_{DYN} of biceps femoris for the three RC conditions

CHAPITRE 6: Résultats (Article 3)

6.1 Étude concernant le volet II

Impact of pelvic stabilization and lower-limb position during back extension exercise

Rubens A. da Silva, M.Sc.^{1,2}, Christian Larivière, Ph.D.^{1,3}, A. Bertrand Arsenault, Ph.D.^{1,2},
Sylvie Nadeau, Ph.D.^{1,2}, André Plamondon, Ph.D.³.

1. Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal (CRIR),
Montreal Rehabilitation Institute, 6300 Darlington, Montreal, Quebec, Canada, H3S 2J4.

2. School of Rehabilitation, Faculty of Medicine, University of Montreal, C.P. 6128,
Succursale Centre-Ville, Montreal, Quebec, Canada H3C 3J7.

3. Occupational Health and Safety Research Institute Robert-Sauvé, 505 Boul. De
Maisonnette Ouest, Montreal, Quebec, Canada H3A 3C2.

§Corresponding author

Address for correspondence

Christian Larivière, Ph.D.,

Occupational Health and Safety Research Institute Robert-Sauvé

505 Boul. De Maisonneuve Ouest, Montreal, Quebec, Canada, H3A 3C2.

Tel: (514) 288-1551 ext: 217; Fax: (514) 288-6097

Email Address

This article was submitted in *Journal Medicine & Science Sports & Exercise* in December 2007.

Abstract

Purpose: To examine the effect of pelvic stabilization and two lower-limb configurations on the electromyographic (EMG) activity of back and hip extensor muscles during a dynamic back extension exercise on a machine and to compare them between genders.

Methods: Twenty-two healthy volunteers (11 men, 11 women) performed five trunk flexion-extension cycles at 40% of their maximal voluntary contraction (MVC) in a machine designed for back exercise. Two different positions were used: I) seated position (seat horizontal, knees at 90°) and II) semi-sitting position (seat slightly tilted forward at 15°, knees at 45° of flexion). In each position, three pelvic stabilization conditions were tested: (1) unrestrained (control condition), (2) partially restrained (posteriorly) and (3) totally restrained (posteriorly and anteriorly). EMG signals were recorded bilaterally with 12 pairs of electrodes placed on back muscles, as well as on the gluteus maximus and biceps femoris. The Muscular Utilization Ratio, namely the percentage of EMG amplitude relative to the maximal EMG obtained from MVC, was used to assess the level of muscular activation of each muscle group across exercises.

Results: In both genders, two main results were found: (1) pelvic stabilization (partially and totally restrained) significantly ($P < 0.05$) increased the activity of all back muscles (average of 12%) and (2) semi-sitting position significantly decreased (range: 8 to 27%) the activity of hip extensor muscles compared to the seated position. Gender differences were observed relative to the activity of some back muscles as well as the biceps femoris.

Conclusions: Combining pelvic stabilisation and a semi-sitting position during lumbar back exercises might be a useful way to localise the effects of endurance training at the back muscles.

Key words: Electromyography, Back Muscles, Endurance, Training, Specificity

Introduction

Physical exercise is well known to be effective for the rehabilitation of chronic low back pain (LBP) (32), although there is little agreement as to which exercise programs are the most effective. Interestingly, mounting evidence suggests that to obtain positive clinical outcomes, the exercises must be of sufficient dosage (39). Progressive resistance training involving the back muscles has been successful for increasing strength and/or endurance (21;23) as well as for decreasing pain and/or disability (14;32) among patients with LBP. In fact, increasing back muscle endurance appears an important clinical outcome as suggested by prospective studies (3).

There are several lumbar extension exercises for improving the muscular function of the back. One popular exercise is the prone back extension exercise using a Roman Chair (9), in which the subject's upper body is unsupported in a horizontal position against the force of gravity. Another exercise is the dynamic back extension exercise on a machine (12). Both exercises could be used in the last phase of a rehabilitation program when pain or fear of pain is not a limiting factor to perform the exercise. Regarding the exercise machines, the marketplace offers a variety of designs involving pulley systems, in which the subjects generate back force against a thoracic pad. These machines vary in the way the lower-limbs are positioned (90°, 60° or 45° of knees flexion) and the pelvis stabilized. Interestingly, exercise machines have some limitations because the contribution of the hip extensor muscles (gluteus and hamstrings) makes them not necessarily specific to train the back muscles. In fact, several studies (4;19;22;30) report that the hip extensors fatigue faster than back muscles, which could limit the duration of the exercise (lower endurance time values) and consequently impair the endurance training of back muscles in LBP

subjects. Thus, it appears that some back extension exercises may not overload the back muscles sufficiently to induce physiological changes. In fact, the specificity principle (2) must be met to overload the muscles showing deconditioning changes in chronic LBP patients, namely the lower back muscles (15).

Pelvic stabilization from sophisticated devices could be a solution to decrease the involvement of the gluteus and hamstrings and better isolate the recruitment of lumbar extensors during trunk extension exercises (12;33). Interestingly, Graves et al. (12) observed a 23.5% increase of isometric back strength for the group that trained with the pelvis restrained while no improvement was observed for those that trained with the pelvis unrestrained. The results from the few studies that have investigated the effect of pelvic stabilization on the electromyographic (EMG) activity of trunk extensors during exercise machines are contradictory. San Juan et al. (31) demonstrated that the EMG activity of lumbar muscles was 51% higher when the pelvis was restrained than unrestrained in a lumbar extension machine, although no changes were observed for the biceps femoris. Contrary to San Juan et al. (31), Udermann et al. (37) reported no influence of pelvic stabilization on the activation of trunk extensors (back, gluteus and hamstrings). Walsworth (40) also found no difference on the activity of back muscles between two methods of stabilization from different machines (Cybex versus MedX). However, both studies (37;40) had a relatively small sample size (average $n = 12$), which could have impaired statistical power. Furthermore, these three studies (31;37;40) are not really comparable in a strict sense (i.e. relative load sustained, frequency of repetitions, EMG analysis).

An approach that could be effective to decrease the relative contribution of the hip extensor muscles is the changing of the lower-limb configuration. Dederling et al. (7)

proposed flexing the hips at an angle of 40° relative to the horizontal during a Roman chair exercise. This position increase the mechanical advantage (longer lever arms, lengthened muscles) of hamstrings (26) and consequently affect the endurance time values of back muscles during exercise using a Roman chair (7). However, no study has tested this approach on the EMG activity of back and hip extensors in exercise machines. To the authors' knowledge, only Graves et al. (11) compared two different lower-limb configurations but only during the production of maximal extension contractions. So far, none of the above solutions (pelvic stabilization, changing lower-limb configuration) has been shown to be better than the others in maximizing the activity of back muscles while minimizing the activity of hip extensors with the use of machines (specificity principle). Since the back and hip extensors both contribute to trunk extension, it is important to identify specific exercises that might help to isolate the activity of the back muscles relatively to the hip extensors. This warranted a more comprehensive EMG investigation of exercise machines. Moreover, gender differences apparently exist in the activation of back and hip extensors during the Roman chair exercise (1). It will thus be interesting to verify whether gender differences also exist for exercise machines.

The main purpose of the present study was to assess the effect of pelvic stabilization and two lower-limb configurations on the EMG activity of back and hip extensor muscles during a dynamic back extension exercise on a machine. The Muscular Utilization Ratio (MUR) (24), defined as the percentage of EMG amplitude relative to the maximal EMG obtained from maximal contractions, was computed for each muscle group across two different positions (seated and semi-sitting) and three pelvic stabilization conditions (unrestrained, partially and totally restrained) in one machine that allows all these

experimental conditions. The second purpose was to compare genders across the different exercise conditions. We hypothesized that pelvic stabilization would enhance the activation of back muscles and that changing the lower-limb configuration (lengthening of hip extensors) would decrease the contribution of hip extensors during a sub-maximal exercise designed to enhance muscle endurance and this, in both genders.

Methods

Subjects

Twenty-two healthy volunteers (11 men and 11 women) aged between 20 and 55 years and having a body mass index (BMI) less than 30 kg/m² were recruited. None of the subjects had a history of lower back pain in the preceding year. Subjects that had had surgery involving the pelvis or the spine were excluded. We used healthy subjects to obtain a true MVC, instead of LBP participants in order to avoid confounding factors such as pain-related fear of physical activity and fear of injury that are known to affect MVC (28) and thus the computation of the MUR. The subjects were informed about the experimental protocol and the potential risks of the study and gave written consent prior to their participation. The protocol and consent form had been previously approved by the ethics committee of the Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal (CRIR).

Assessments

Two sessions separated by a maximum of one week were required. The first session was to collect basic anthropometric measures (height, mass) and to familiarize the subject with the equipment and the different tasks. This first session also served to assess the effect of pelvic stabilization and two lower-limb configurations on the strength and the lumbar motion during isometric back MVC. The second session was used to assess the EMG activity of the back and hip extensor muscles across the six experimental conditions (as detailed below). In both sessions, the six experimental conditions were balanced among subjects to control for possible carry-over effects.

Tasks

Lumbar flexibility assessment

The accelerometer used here as an inclinometer was used to assess the lumbar flexibility and lumbar motion of subjects during the six experimental conditions. Two movements were used to determine the lumbar flexibility of each subject (10). The first movement was from erect standing (upright) to maximal lumbar flexion without flexing the legs. This first movement was also used for the calibration of the accelerometer at L1 so that to obtain the trunk angle measure in the sagittal plane (13). The second movement was extreme toe-touching from the sitting position. Each position was performed one time during for at least ten seconds and the range of motion (ROM) was then computed (from standing: ROM_{ST}; and sitting: ROM_S).

Strength assessment (session one)

After the familiarization with the Biodex dynamometer (i.e. Biodex chair specially designed for back exercise) using sub-maximal contractions, the subjects performed two isometric back MVCs in two different positions (Figure 6.1): I) seated position [SP (seat horizontal, knees at 90°)] and II) semi-sitting position [SSP (seat slightly tilted forward at approximately 15°, knees at 45° of flexion)]. In each position, three pelvic stabilization conditions were tested (Figure 6.1): (1) Pelvis UnRestrained [PUR (control condition)], (2) Pelvis Partially Restrained [PPR (pad positioned on the sacrum level)] and (3) Pelvis Totally Restrained [PTR (same as (2) plus one pad positioned on the anterior-superior iliac spines)]. In both PPR and PTR conditions, a custom-designed pad was positioned on the sacrum. A second custom-designed stabilization device (two adjusted pads mounted on a

metallic armature) was positioned against the anterior superior iliac spines to prevent the anterior motion of the pelvis in the PTR condition. For all conditions, the thighs were firmly stabilized against the seat with a broad available with the Biodex system. The axis of the dynamometer was aligned at the L5-S1 level and the resistance scapular pad was positioned at the level of the scapular spines and inferior angles following the procedure of the Biodex manual.

After the subjects were placed into a neutral position (0° trunk flexion), the MVCs in extension were performed progressively in approximately five seconds (3 s to reach the maximal, 1 s to maintain and relax) and two minutes of rest were allowed between each contraction. To maximize their performance at each contraction, the L5-S1 extension moment was displayed in real time as visual feedback (on a monitor) and standardised verbal encouragements were given. The peak value across the two maximal contractions was retained as the MVC. During all MVCs, the motion of lumbar spine (ROM) was measured with an inclinometer positioned at L1. We assumed that this motion corresponded to the effect of pelvic tilting on the lumbar lordosis because the flexion angle of the whole trunk (from hips to shoulders) was the same across the experimental conditions. In fact, it was not possible to place an inclinometer directly on the pelvis (sacrum) because it would have interfered with the posterior stabilizing system.

Maximal EMG activation (session two)

To estimate the MUR of the back and hip extensor muscles during all experimental conditions, the maximal EMG amplitude had to be determined by isolating each muscle group (Figure 6.2) and this, at joint angles corresponding to the experimental conditions

(same muscle length). For the hip extensors, two isometric MVCs were performed in a Biodex dynamometer following two different positions of the lower-limb relative to horizontal (Figure 6.2, right pictures): (1) hip and knee at an angle of 90° (MVC_{H90°) and (2) hip at 90° and knee at an angle 45° of flexion (MVC_{HK45°). These two positions correspond to the SP and SSP experimental conditions, respectively. Only the right hip extensor muscles were assessed, with the subject in the supine position. The trunk and left leg were strapped against the Biodex chair. A custom-designed stabilization device (two adjusted pads mounted on a metallic armature) was positioned on the anterior superior iliac spine to prevent the motion of the pelvis during maximal hip extension. The knee of the tested side was maintained by an in-house device designed to allow the control of the knee position whereas the center of the hip joint was aligned with the center of the dynamometer and the resistance pad was fixed at the distal end of the thigh (Figure 6.2).

For the back muscles (MVC_{BACK}), three isometric MVCs were performed on the same Biodex chair (Figure 6.2, middle picture) that was used in session one (strength assessment). The trunk was flexed at an angle of 5° in relation to vertical and the hands were crossed on the opposite shoulders. The 5° angle is approximately in the middle of the ROM of the different exercises and has been chosen to normalize the EMG activity of back muscles extracted nearby the 5° angle during each exercise condition (details later). This is to control for the confounding effect of muscle length during the dynamic contractions of the back muscles. During all MVCs, the trunk and lower limbs were stabilized with the straps available with the Biodex system. The pelvis was totally restrained as detailed earlier. For both back and hip extensor muscles, the MVCs were performed (time of contraction, visual and verbal encouragements) as in session one.

Exercise assessment (session two)

Ten minutes after the MVCs, the subjects performed one set of five dynamic back flexion-extension cycles at 40% of their MVC determined earlier for their back muscles (i.e. the 40% MVC was calculated from the peak MVC value during the *Maximal EMG activation* assessment of back muscles), and this for each of the six experimental conditions used in the strength assessment session (Figure 6.1). At least three minutes of rest were allowed between each condition. The subjects extended their trunk from a forward flexion posture of 25° to a -15° extension posture. Each flexion/extension cycle lasted four seconds (2 s flexion and 2 s extension) and was paced with a metronome (60 beats/min). The subjects generated efforts constantly during the concentric phase in extension (isotonic mode of Biodex) and while they relaxed during the eccentric phase in flexion (passive mode of Biodex). During dynamic back flexion-extension cycles, the lumbar ROM (ROM_{DYN} , DYN = dynamic) was computed from the inclinometer signal at L1.

Measurement techniques (Dynamometry, EMG, Kinematics)

Dynamometry

The strength (in Nm) of the back and hip extensor muscles as well as the simulation of exercise conditions were measured with a Biodex dynamometer system (Biodex Medical Systems III, Inc., New York, USA). The Biodex is a reliable (16) and valid (35) tool for strength measurements and also measure the corresponding angular kinematics during each contraction. The calibration of the dynamometer was verified prior to each session according to the Biodex manual protocol.

EMG

EMG signals were collected from 12 pre-amplified (gain: 1000) active surface electrodes (Model DE-2.3, Delsys Inc., Wellesley, MA) consisting of 2 silver bars (10-mm long, 1-mm wide) spaced 10 mm apart. EMG signals from the recording sites were band-pass filtered between 20 and 450 Hz, analog-to-digital converted at a sampling rate of 2048 Hz, and stored on a PC hard disk for later analyses.

After the skin at the electrode sites was shaved and abraded with alcohol, the electrodes were positioned bilaterally on the multifidus at the L4 level (MU-L4-Left and MU-L4-Right), on the iliocostalis lumborum at the L3 level (IL-L3-L and IL-L3-R), and on the longissimus at L1 (LO-L1-L and LO-L1-R) and T10 (LO-T10L and LO-T10-R) following the recommendations of Defoa et al. (8) with regard to muscle fiber direction. We acknowledge the difficulty of capturing the multifidus with surface electrodes and therefore assigned validity of the EMG signal to the landmark location rather than to the multifidus muscle itself. Four additional electrodes were positioned over the belly of the gluteus maximus (GM-L and GM-R) and biceps femoris (BF-L and BF-R) following the procedure of Kankaanpää et al. (18). To avoid movement artifacts related to direct contact of electrodes on hard surfaces (Biodex chair), we placed pierced circular cushions around GM and BF electrodes. A reference silver-silver chloride electrode was positioned over the T8 spinous process.

Kinematics

The angular position of the lumbar area (L1) was obtained from one accelerometer (Model ADXL105EM-3, Analog Devices Inc., Norwood, MA) at a sampling rate of 128 Hz. This accelerometer measures the angular position as an inclinometer following the

calculation and calibration procedures of Hanson et al. (13). Briefly, the calibration of the accelerometer allows a plane of motion to be defined. This plane requires two vectors: one that ideally represents the initial position or ‘upright’, and the other the final position or ‘forward’, as determined using the first movement of the calibration tasks. The cross product of the two vectors defines a vector perpendicular to this plane. Subsequently, we transform the orientation given in the transducer coordinates (X_t, Y_t, Z_t) to a body-segment coordinate system (X, Y, Z). This ensures that wherever the sensor is positioned on a body segment, the new coordinate system is related to the ‘upright’ ($v1$) and ‘forward’ ($v2$) vectors.

Signal processing

All data processing was performed using Matlab sub-routines (Version 7.0; the MathWorks Inc., Natick, MA, release 14). Angle signals from the inclinometer were low-pass filtered at 2 Hz, both ways, using a second order Butterworth filter. Force and angle signals (Biodex) were low-pass filtered, both ways, with a Butterworth filter using optimal cut-off frequency calculated with residual analysis. A notch-filter was used for all EMG signals, removing frequencies at 60 Hz and their harmonics.

From EMG signals corresponding to MVCs at 5° of trunk flexion, a moving Root Mean Square (RMS) processing method was executed on successive 250-ms (512 points) time-windows (50% overlapped). For each muscle, the peak RMS value across all MVC trials represented the maximal EMG activity (RMS_{MAX}). RMS_{MAX} was used to compute the MUR on each muscle group across the six experimental conditions. For each condition and each flexion/extension cycle (c) [c representing the cycle number], RMS values (250-ms,

50% overlapped) were computed using the EMG signals corresponding to the trunk ROM (Biodex angle) between 15° and -5° to avoid the acceleration and deceleration portions of the concentric contractions during the extension phase of movement. For each muscle, the mean RMS(c) value was computed across the 20° ROM, which represented the mean RMS activity during the dynamic extension portion of exercise [RMS_{DYN(c)}]. The RMS_{DYN(c)} values were averaged across the three middle cycles to give a single value. Finally, the MUR (in %) were computed for each muscle using the equation below:

$$MUR(\%) = [(RMS_{DYN} / RMS_{MAX} \times 100\%)]$$

Statistical Analyses

All statistical analyses were done with NCSS statistical software (version 6.0 for Windows) with an alpha of .05 as the level of statistical significance. All variables were normally distributed, as verified with the Wilk-Shapiro test. Student t tests were used to assess between-group (men and women) differences in age, height, weight, body mass index (BMI), lumbar flexibility (ROM) and MVC (back and hip muscles from session two). All MURs were averaged bilaterally because no significant differences were observed between left and right side muscles (ANOVAs, $P \geq 0.05$). A three-way ANOVA (2 Genders \times 2 Positions \times 3 Stabilizations) with repeated measures on both factors (Position and Stabilization) was performed to assess the differences in isometric strength (session one), lumbar ROM (both sessions: strength and exercise assessments) and MUR (session two). Post hoc analyses were performed, when necessary, using the Tukey test.

Results

The demographic characteristics (age, height, weight, BMI) as well as lumbar flexibility and strength (MVC from session two: maximal EMG activation) of back and hip extensors of men and women are presented in Table 6.1. Only strength was significantly different between the genders. In both sessions and for all variables, double and triple interactions from ANOVA results were not statistically significant ($P > 0.05$) and thus were not reported in the tables.

Strength assessment (session one)

No significant Positions and Stabilizations effect was observed for the peak L5-S1 extension moment (Table 6.2). Significant main effect of Positions and Stabilizations were found only for the lumbar ROM variable (Table 6.2). In both genders, the pelvis totally restrained (PTR condition) significantly decreased the lumbar ROM relative to the unrestrained condition (PUR) and this for both positions (SP and SSP). Also, the SSP significantly decreased the lumbar ROM compared to the SP across the three stabilization conditions (Table 6.2). As reported in Table 6.1 (MVC from session two), the men were also significantly stronger than women in session one (Table 6.2)

Exercise assessment (session two)

The MUR of the back muscles ranged between 24 to 69% across the six experimental conditions, whereas it ranged between 17 to 57% for the hip extensor muscles and this across both genders (Table 6.3). In both genders, two main results were found: (1) regardless of the lower-limb position, stabilizing the pelvis (PPR and PTR) significantly

increased the activity of all back muscles (12% on average) but did not change the hip extensors activity; and (2) regardless of the stabilization conditions, the SSP condition significantly increased the activity of one back muscle (LO-T10) and significantly decreased (range of 8 to 27%) the activity of hip extensor muscles (GM and BF) compared to the SP. These results are further illustrated in Figure 6.3. The SSP also significantly reduced the lumbar ROM_{DYN} relative to the SP, and this for both genders and in all stabilization conditions (Table 6.2). Also, women showed significantly lower lumbar ROM_{DYN} values than men.

Gender differences were found on the MUR values. Women showed significantly higher activity (range of 6 to 17%) than men for three back muscles (IL-L3, LO-L1 and LO-T10) (Table 6.3). Women also showed lower MUR values for the BF muscle. This effect remained even when accounting for back (MVC_{BACK}) and hip extensor strength (MVC_{H90°}, MVC_{HK45°}) in an ANCOVA (results not reported here). Other possible confounding factors such as ROM_{ST} or ROM_S (two lumbar flexibility measures) were not considered as possible covariates in an ANCOVA because they were not shown to be gender dependant (non-significant *t*-test results, Table 6.1).

Discussion

The main purpose of the present study was to assess the effect of pelvic stabilization and lower-limb configurations on the EMG activity of the back and hip extensor muscles during a dynamic back extension exercise in a machine. Our two hypotheses were confirmed. Pelvic stabilization enhanced the activity of back muscles whereas using a semi-sitting position decreased the contribution of the hip extensor muscles during the exercise. Interestingly, these two approaches did not influence the peak L5-S1 extension moment computed from the strength assessment (session one).

Effect of pelvic stabilization

To the authors' knowledge, no study has investigated the effect the three pelvic conditions (PUR, PPR and PTR) on the production of peak L5-S1 isometric extension moment, as performed in session 1. Interestingly, even though providing full pelvis stabilization (PTR) significantly reduced the movement of lumbar lordosis relative to PUR, thus suggesting that the stabilization system was efficient as shown before (29), the peak L5-S1 extension moment remained unchanged. These results are apparently contrary to the hypothesis stating that the pelvic stabilization would better isolate the back muscles and consequently would enhance the production of back strength (12;33). However, this hypothesis seems to apply only to submaximal contractions, as discussed in the next paragraph. During the production of a MVC, a strong synergist motor pattern linking all the trunk extensors, namely the back and hip extensors, is apparently engaged and this whether the pelvis is restrained or not.

The results from session two (exercises assessment) demonstrated that partial pelvic stabilization was sufficient to increase the recruitment of all back muscles during a dynamic sub-maximal exercise, which concurs with San Juan et al. (31) for the lumbar extensors. In other words, it is not necessary to use a more sophisticated stabilization device to achieve this goal. In fact, some machines that are already offered on the market, providing a sacral pad only, would be sufficient for an adequate training of low back muscle endurance. On the other hand, we also demonstrated that both partial and total pelvic stabilization (PPR and PTR) did not affect the activity of the hip extensor muscles during the exercise, which also concurs with others (31;37) that obtained similar results with the PPR condition. Although this muscle group was not directly responsible for the work performed, it was activated even when the pelvis was well restrained during the dynamic exercise. This suggests that a well-established motor synergist pattern also exists for familiar movements such as trunk flexion/extension cycles.

Effect of lower-limb configuration

To the authors' knowledge, the effect of lower-limb configuration on the EMG activation of trunk extensors has never been evaluated before. Again, the results from session one (strength assessment) did not influence the peak L5-S1 extension moment, which concurs with Graves et al. (11) who also compared two similar lower-limb positions. On the other hand, the SSP significantly reduced the lumbar ROM in both sessions (strength and exercise assessments) relative to the SP (Table 6.2), which is in agreement with a recent study (6) showing that backward pelvic rotation is produced when the hamstrings are lengthened. This in turn implies that the total lumbar ROM would be

decreased during the SSP condition. Interestingly, a mean difference of 3° was reported in comparable conditions (6), which correspond to the 4° difference observed here between SP and SSP.

The main finding of this study was that we identified a lower-limb position (SSP) that significantly decreased the activity of two main hip extensor muscles (gluteus and biceps femoris) while increasing the activity of one back muscle (LO-T10). Thus, changing the lower-limb configuration is more important than pelvic stabilization to decrease the involvement of hip extensors during the exercise. This latter is apparently related to the mechanical advantage of the hip extensor muscles in this position. At this position (SSP), both hip muscles (gluteus and hamstrings) benefit from larger lever-arms (26). Also, hamstrings are lengthened further so that they produce the highest strength according to the length-tension relationship. These explanations are further supported by the strength results of hip extensor muscles showing a strength increase in the SSP as compared to the SP (Table 6.1). Consequently, these two mechanical advantages would have reduced the relative contribution of the GM and BF during the exercise.

The difference in the activation of only one back muscle (LO-T10) associated to the effect of lower-limb configuration is difficult to explain. However, the different fiber type composition between the thoracic and lumbar back muscles (27) suggests functional differences between these two muscle groups. Back muscles are typically responsible to the postural control and are constituted of a greater percentage of type I fibers (27). Interestingly, the thoracic region has a higher percentage of type I fibers (slow twitch) as compared with the lumbar region (36). Considering the postural function, the thoracic muscles could be more active than lumbar muscles in standing position as proposed by Ng

et al. (27). The SSP is more alike the standing position and may consequently engage similar motor patterns. However, more studies are needed to clarify this issue.

Effect of gender

Some studies assessed the effect of gender on the activation of the back (1;5;20;30) and hip extensor (1;5;30) muscles. However, only one study (1) found gender differences but the exercise was performed using a Roman chair. Their results also pointed to a higher activation of lumbar muscles in women while no gender difference was observed for GM.

Generally, gender differences exist in the anatomy (17), flexibility (34) and strength of back and hip muscles (25;30). With regards to anatomy, pelvic width is known to differ between genders, which apparently generates different muscle moment arms as observed in back (17) and hip (26) muscles. However, these results were not adjusted to the anthropometry (ex: height) of the subjects. In other words, it is not known whether this is only a scaling effect or an intrinsic difference due to gender. Simple calculations (moment arm – height ratio) suggest that it is only a scaling effect, thus eliminating the possibility that gender differences are due to differences in muscle biomechanical properties. With regards to lumbar flexibility, our results did not differ significantly between the genders (Table 6.1), although the women showed significantly lower lumbar ROM during the exercises. Finally, our ANCOVA results showed that accounting for the back and hip extensors strength did not make gender differences to disappear. Effectively, we had already accounted for the back strength by using a relative load (40% MVC). However, contrary to our findings, no gender effect is generally observed for the activation of back (5;20) and hip (5) muscles when a relative loading is used. Interestingly, in these studies

(5;20), the position of the hips was slightly flexed or neutral, which is considerably different than the 90° hip position used in the present study. Consequently, we propose that gender differences in muscle activation patterns might be task dependent. The women showed a smaller lumbar motion than men (Table 6.2), which points to the maintenance of a more lordotic lumbar posture during the exercise. A more lordotic lumbar posture would be generated by tilting the pelvis anteriorly, which in turn is possible by shortening the back muscles and by lengthening the BF, thus explaining the MUR increase of back muscles and the MUR decrease of BF.

Limitations of the study

There are some limitations of this study that need to be addressed. These results cannot necessarily be generalized to patients with LBP because muscle activation patterns are often abnormal in this population (38). Another limit of the study is the measurement of lumbar lordosis through an indirect measure using one inclinometer positioned at L1 (lumbar ROM measurement in session one and two). Also, the fatigue of the back and hip extensor muscles was not assessed. This would have been useful for determining which muscle group (back or hip extensors) is more prone to fatigue during each experimental condition. Kankaanpää et al. (19) reported that the hip extensor muscles fatigue faster than back muscles in conditions comparable to SP (knees at 90°). It would be interesting to know whether these results would be generalized to the other conditions. Despite this limit, our study identified a combination of conditions (SSP with the PPR or PTR) that decreased the activation of two hip extensor muscles (gluteus and biceps femoris) while increasing the activity of the back muscles during the exercise. This could have a direct impact on the

capacity of this exercise to fatigue more specifically the back muscles. Our research group is currently evaluating the SSP exercise with the PPR in order to show which muscle group fatigue faster and to verify whether the results can be generalized to chronic LBP patients. Finally, our results apply only to superficial extensor muscles of the trunk and to isotonic muscle contractions at a moderate load level. The isotonic mode was designed to reproduce a submaximal effort as executed with the machines generally available in clinical or fitness centers and reproduce the everyday function of trunk extensors. A moderate force level (40% MVC) was selected to train the endurance of back muscles in LBP patients.

Conclusion

The purpose of this study was to assess the level of specificity to train the back muscles of different back-extension machines available on the market. More specifically, the effect of pelvic stabilization and of two lower-limb configurations was tested relative to their capacity to preferentially recruit the back relative to hip extensor muscle groups. Our results demonstrated that a posterior pelvic stabilization (sacral pad) is sufficient to enhance the activation of different back muscles at the same level as a full pelvic stabilization (anteriorly and posteriorly). Furthermore, a semi-sitting position is effective to reduce the activation of two principal hip extensor muscles (gluteus and biceps femoris). Combining PPR and SSP would allow the exercise to train more specifically the targeted back muscles so that to induce more physiological adaptations. This has implications for the training of back muscle endurance in LBP patients.

Acknowledgements

R.A. Da Silva (Ph.D. student) and this project were both funded by the Occupational Health and Safety Research Institute Robert-Sauvé (IRSST). Sylvie Nadeau is a junior II research scientist from the Fonds de la recherche en santé du Québec. We gratefully acknowledge the assistance of Flavia O'Delloso for the recruitment of subjects and data collection, as well as Michel Goyette and Daniel Marineau for technical support. Finally, we acknowledge the assistance of David McFadden and Jean-François Pilon for their help in data processing. The results of the present study do not constitute endorsement by ACSM.

References

1. Arokoski JP, Kankaanpää M, Valta T, Juvonen I, Partanen J, Taimela S, Lindgren KA, Airaksinen O. Back and hip extensor muscle function during therapeutic exercises. *Arch Phys Med Rehabil* 1999; 80(7):842-850.
2. Baechle TR. *Essentials of strength training and conditioning*. Champaign, IL.: Human Kinetics, 1994: 57-314.
3. Biering-Sorensen F. Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. *Spine* 1984; 9(2):106-119.
4. Clark BC, Manini TM, Ploutz-Snyder LL. Derecruitment of the lumbar musculature with fatiguing trunk extension exercise. *Spine* 2003; 28(3):282-287.
5. Clark BC, Manini TM, The DJ, Doldo NA, Ploutz-Snyder LL. Gender differences in skeletal muscle fatigability are related to contraction type and EMG spectral compression. *J Appl Physiol* 2003; 94(6):2263-2272.
6. Congdon R, Bohannon R, Tiberio D. Intrinsic and imposed hamstring length influence posterior pelvic rotation during hip flexion. *Clin Biomech (Bristol , Avon)* 2005; 20(9):947-951.
7. Dederich A, Németh G, Harms-Ringdahl K. Correlation between electromyographic spectral changes and subjective assessment of lumbar muscle fatigue in subjects without pain from the lower back. *Clin Biomech* 1999; 14:103-111.
8. Defoa JL, Forrest W, Biedermann HJ. Muscle fibre direction of longissimus, iliocostalis and multifidus: landmark-derived reference line. *J Anat* 1989; 163:243-247.
9. Demoulin C, Vanderthommen M, Duysens C, Crielaard JM. Spinal muscle evaluation using the Sorensen test: a critical appraisal of the literature. *Joint Bone Spine* 2006; 73(1):43-50.
10. Dolan P, Mannion AF, Adams MA. Fatigue of the erector spinae muscles. A quantitative assessment using "frequency banding" of the surface electromyography signal. *Spine* 1995; 20(2):149-159.
11. Graves JE, Fix CK, Pollock ML, Leggett SH, Foster DN, Carpenter DM. Comparison of two restraint systems for pelvic stabilization during isometric lumbar extension strength testing. *JOSPT* 1992; 15(1):37-42.

12. Graves JE, Webb DC, Pollock ML, Matkozich J, Leggett SH, Carpenter DM, Foster DN, Cirulli J. Pelvic stabilization during resistance training: Its effect on the development of lumbar extension strength. *Arch Phys Med Rehabil* 1994; 75:210-215.
13. Hansson GA, Asterland P, Holmer NG, Skerfving S. Validity and reliability of triaxial accelerometers for inclinometry in posture analysis. *Med Biol Eng Comput* 2001; 39(4):405-413.
14. Hayden JA, van Tulder MW, Malmivaara AV, Koes BW. Meta-Analysis: Exercise Therapy for Nonspecific Low Back Pain. *Ann Int Med* 2005; 142(9):765-775.
15. Hides JA, Stokes MJ, Saide M, Jull GA, Cooper DH. Evidence of lumbar multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms in patients with acute/subacute low back pain. *Spine* 1994; 19(2):165-172.
16. Holmback AM, Porter MM, Downham D, Lexell J. Reliability of isokinetic ankle dorsiflexor strength measurements in healthy young men and women. *Scand J Rehabil Med* 1999; 31(4):229-239.
17. Jorgensen MJ, Marras WS, Granata KP, Wiand JW. MRI-derived moment-arms of the female and male spine loading muscles. *Clin Biomech (Bristol , Avon)* 2001; 16(3):182-193.
18. Kankaanpaa M, Laaksonen D, Taimela S, Kokko SM, Airaksinen O, Hanninen O. Age, sex, and body mass index as determinants of back and hip extensor fatigue in the isometric Sorensen back endurance test. *Arch Phys Med Rehabil* 1998; 79:1069-1075.
19. Kankaanpaa M, Taimela S, Laaksonen D, Hanninen S, Airaksinen O. Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. *Arch Phys Med Rehabil* 1998; 79:412-417.
20. Lariviere C, Gravel D, Gagnon D, Gardiner P, Bertrand AA, Gaudreault N. Gender influence on fatigability of back muscles during intermittent isometric contractions: a study of neuromuscular activation patterns. *Clin Biomech (Bristol , Avon)* 2006; 21(9):893-904.
21. Mannion AF, Taimela S, Muntener M, Dvorak J. Active therapy for chronic low back pain part 1. Effects on back muscle activation, fatigability, and strength. *Spine* 2001; 26(8):897-908.
22. Moffroid M, Reid S, Henry SM, Haugh LD, Ricamoto A. Some endurance measures in persons with chronic low back pain. *JOSPT* 1994; 20(2):81-87.
23. Moffroid MT, Haugh LD, Haig AJ, Henry SM, Pope MH. Endurance training of trunk extensor muscles. *Phys Ther* 1993; 73(1):10-17.

24. Nadeau S, Gravel D, Arsenault AB, Bourbonnais D. A mechanical model to study the relationship between gait speed and muscular strength. *IEEE Trans Rehabil Eng* 1996; 4(4):386-394.
25. Nemeth G, Ekholm J, Arborelius UP, Harms-Ringdahl K, Schuldt K. Influence of knee flexion on isometric hip extensor strength. *Scand J Rehabil Med* 1983; 15(2):97-101.
26. Nemeth G, Ohlsen H. In vivo moment arm lengths for hip extensor muscles at different angles of hip flexion. *J Biomech* 1985; 18(2):129-140.
27. Ng JKF, Richardson CA, Kippers V, Parnianpour M. Relationship between muscle fiber composition and functional capacity of back muscles in healthy subjects and patients with back pain. *JOSPT* 1998; 27(6):389-402.
28. Oddsson LI, De Luca CJ. Activation imbalances in lumbar spine muscles in the presence of chronic low back pain. *J Appl Physiol* 2003; 94(4):1410-1420.
29. Petersen CM, Amundsen LR, Schendel MJ. Comparison of the effectiveness of two pelvic stabilization systems on pelvic movement during maximal isometric trunk extension and flexion muscle contractions. *Phys Ther* 1987; 67(4):534-541.
30. Plamondon A, Trimble K, Lariviere C, Desjardins P. Back muscle fatigue during intermittent prone back extension exercise. *Scand J Med Sc Sports* 2004; 14(4):221-230.
31. San Juan JG, Yaggie JA, Levy SS, Mooney V, Udermann BE, Mayer JM. Effects of pelvic stabilization on lumbar muscle activity during dynamic exercise. *J Strength Cond Res* 2005; 19(4):903-907.
32. Smeets RJ, Wade D, Hidding A, Van Leeuwen PJ, Vlaeyen JW, Knottnerus JA. The association of physical deconditioning and chronic low back pain: a hypothesis-oriented systematic review. *Disabil Rehabil* 2006; 28(11):673-693.
33. Smidt G, Herring T, Amundsen L, Rogers M, Russell A, Lehmann T. Assessment of abdominal and back extensor function. A quantitative approach and results for chronic low-back patients. *Spine* 1983; 8(2):211-219.
34. Sullivan MS, Dickinson CE, Troup JDG. The influence of age and gender on lumbar spine sagittal plane range of motion. A study of 1126 healthy subjects. *Spine* 1994; 19(6):682-686.
35. Taylor NA, Sanders RH, Howick EI, Stanley SN. Static and dynamic assessment of the Biodex dynamometer. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1991; 62(3):180-188.
36. Thorstensson A, Carlson H. Fibre types in human lumbar back muscles. *Acta Physiol Scand* 1987; 131:195-202.

37. Udermann BE, Graves JE, Donelson RG, Ploutz-Syder L, Boucher JP, Iriso JH. Pelvic restraint effect on lumbar gluteal and hamstring muscle electromyographic activation. *Arch Phys Med Rehabil* 1999; 80:428-431.
38. van Dieen JH, Selen LP, Cholewicki J. Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. *J Electromyogr Kinesiol* 2003; 13(4):333-351.
39. Vuori IM. Dose-response of physical activity and low back pain, osteoarthritis, and osteoporosis. *Med Sci Sports Exerc* 2001; 33(6 Suppl):S551-S586.
40. Walsworth M. Lumbar paraspinal electromyographic activity during trunk extension exercises on two types of exercise machines. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 2004; 44(4):201-207.

Tableaux concernant l'article 3

Table 6.1. Characteristics of subjects

Variable	Men (n = 11)		Women (n = 11)		<i>t</i> -test
	Mean	(SD)	Mean	(SD)	<i>P</i> (values)
Age (yr)	25	(4)	26	(3)	0.710
Height (m)	1.77	(5.95)	1.67	(7.41)	0.002
Mass (kg)	74	(10)	60	(6)	0.001
BMI (kg/m ²)	23	(3)	21	(2)	0.156
ROM _{ST} (°) ^a	107	(6)	120	(21)	0.060
ROM _S (°) ^b	30	(7)	32	(11)	0.696
MVC _{H90°} (Nm) ^c	290	(33)	212	(42)	0.006
MVC _{HK45°} (Nm)	331	(79)	236	(47)	0.002
MVC _{BACK} (Nm)	351	(74)	232	(39)	0.000

Mean values and Standard Deviation (SD) in parentheses.

The significant differences ($P < 0.05$) are identified with **bold** characters.

Lumbar flexibility measures: ^a Lumbar range of motion from erect standing position (ROM_{ST}). ^b Lumbar range of motion from erect sitting position (ROM_S).

MVC_{H90°}; MVC_{HK45°}; MVC_{BACK}: maximal voluntary contraction for each muscle group (back and hip muscles) during maximal EMG activation (session two).

^c Significant differences between MVC_{H90°} and MVC_{HK45°} for both the genders (*t*-test result, $P < 0.05$).

Table 6.2. ANOVA results (main effects) for back strength (MVC) and range of motion (ROM)

Variables	Genders	Positions	Experimental Pelvic-conditions			P ANOVA		
			PUR	PPR	PTR	Genders	Positions	Stabilizations
MVC (Nm) (session one)	M	SP	326 (62)	310 (86)	367 (80)	0.000	0.580	0.510
		SSP	338 (49)	336 (54)	329 (54)			
	W	SP	195 (58)	196 (48)	212 (56)			
		SSP	215 (38)	216 (45)	206 (41)			
ROM (°) (session one)	M	SP	15 (4)	13 (5)	12 (2)	0.063	0.000	0.007
		SSP	10 (3)	9 (2)	8 (1)			
	W	SP	13 (5)	12 (5)	9 (2)			
		SSP	10 (3)	9 (2)	7 (2)			
ROM _{DYN} (°) (session two)	M	SP	47 (4)	48 (4)	48 (3)	0.000	0.000	0.225
		SSP	42 (2)	44 (2)	45 (2)			
	W	SP	43 (3)	44 (3)	45 (4)			
		SSP	38 (1)	38 (3)	40 (5)			

Only main effects were presented because interactions were not statistically significant ($P > 0.05$).

Mean values with standard deviation (SD) in parentheses. The significant differences ($P < 0.05$) are identified with **bold** characters.

Session one (Strength assessment): MVC (Nm): peak L5-S1 extension moment during isometric back MVC.

ROM (°): Lumbar range of motion during isometric back MVC.

Session two (Exercise assessment): ROM_{DYN} (°): Lumbar range of motion during dynamic back flexion/extension cycles.

Genders: M (men) and W (Women).

Positions: Seated position (SP) and Semi-sitting position (SSP).

PUR: Pelvis UnRestrained.

PPR: Pelvis Partially Restrained.

PTR: Pelvis Totally Restrained.

Table 6.3. Muscular Utilisation Ratio (MUR) values of the back and hip extensor muscles.
ANOVA results (main effects for both genders, positions and experimental pelvic conditions)

Variables	Muscles	Genders	Positions	Experimental Pelvic-conditions			P ANOVA		
				PUR	PPR	PTR	Genders	Positions	Stabilizations
MUR (%)	MU-L4	M	SP	48 (19)	61 (16)	65 (19)	0.104	0.864	0.003
			SSP	51 (10)	56 (16)	65 (23)			
		W	SP	52 (12)	69 (17)	65 (15)			
			SSP	52 (19)	64 (22)	60 (16)			
	IL-L3	M	SP	30 (12)	48 (19)	46 (14)	0.000	0.289	0.001
			SSP	34 (10)	38 (9)	41 (11)			
		W	SP	47 (15)	59 (12)	56 (16)			
			SSP	47 (17)	53 (15)	56 (19)			
	LO-L1	M	SP	38 (14)	55 (20)	59 (18)	0.000	0.336	0.000
			SSP	46 (8)	53 (8)	55 (13)			
		W	SP	52 (16)	64 (17)	65 (22)			
			SSP	58 (15)	65 (21)	69 (14)			
	LO-T10	M	SP	24 (5)	31 (13)	32 (10)	0.000	0.031	0.002
			SSP	30 (9)	34 (15)	36 (10)			
		W	SP	34 (13)	42 (14)	46 (16)			
			SSP	40 (11)	45 (14)	52 (15)			
	GM	M	SP	42 (26)	35 (14)	30 (13)	0.501	0.000	0.927
			SSP	20 (18)	17 (8)	22 (13)			
		W	SP	35 (21)	38 (21)	38 (20)			
			SSP	20 (9)	22 (10)	25 (12)			
	BF	M	SP	57 (30)	53 (30)	51 (29)	0.005	0.000	0.855
			SSP	29 (10)	26 (8)	31 (11)			
		W	SP	38 (18)	38 (19)	38 (14)			
			SSP	25 (6)	24 (11)	26 (12)			

Only main effects were presented because interactions were not statistically significant ($P > 0.05$).

Mean values with standard deviation (SD) in parentheses. The significant differences ($P < 0.05$) are identified with **bold** characters.

Figures concernant l'article 3

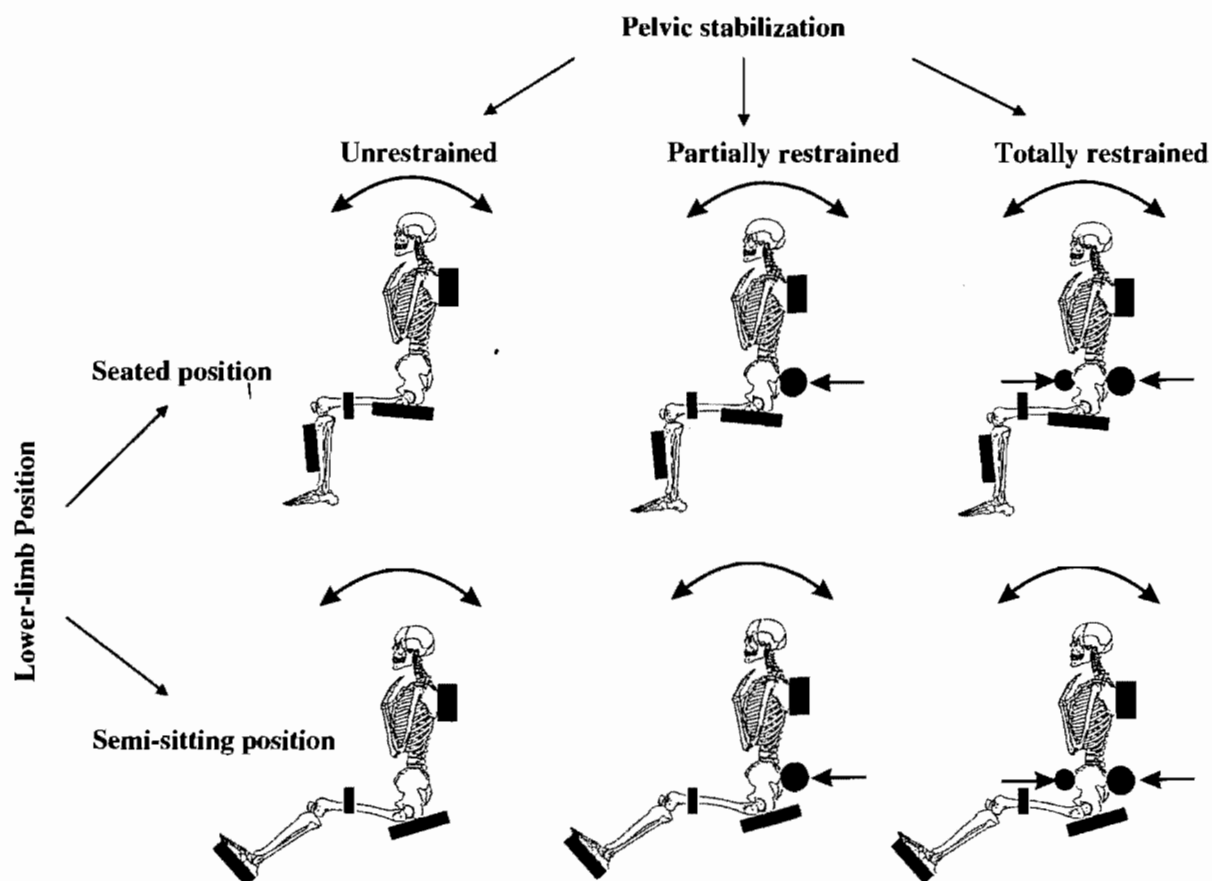


Figure 6.1. Experimental conditions tested in the back extension machine (Biodex dynamometer System).

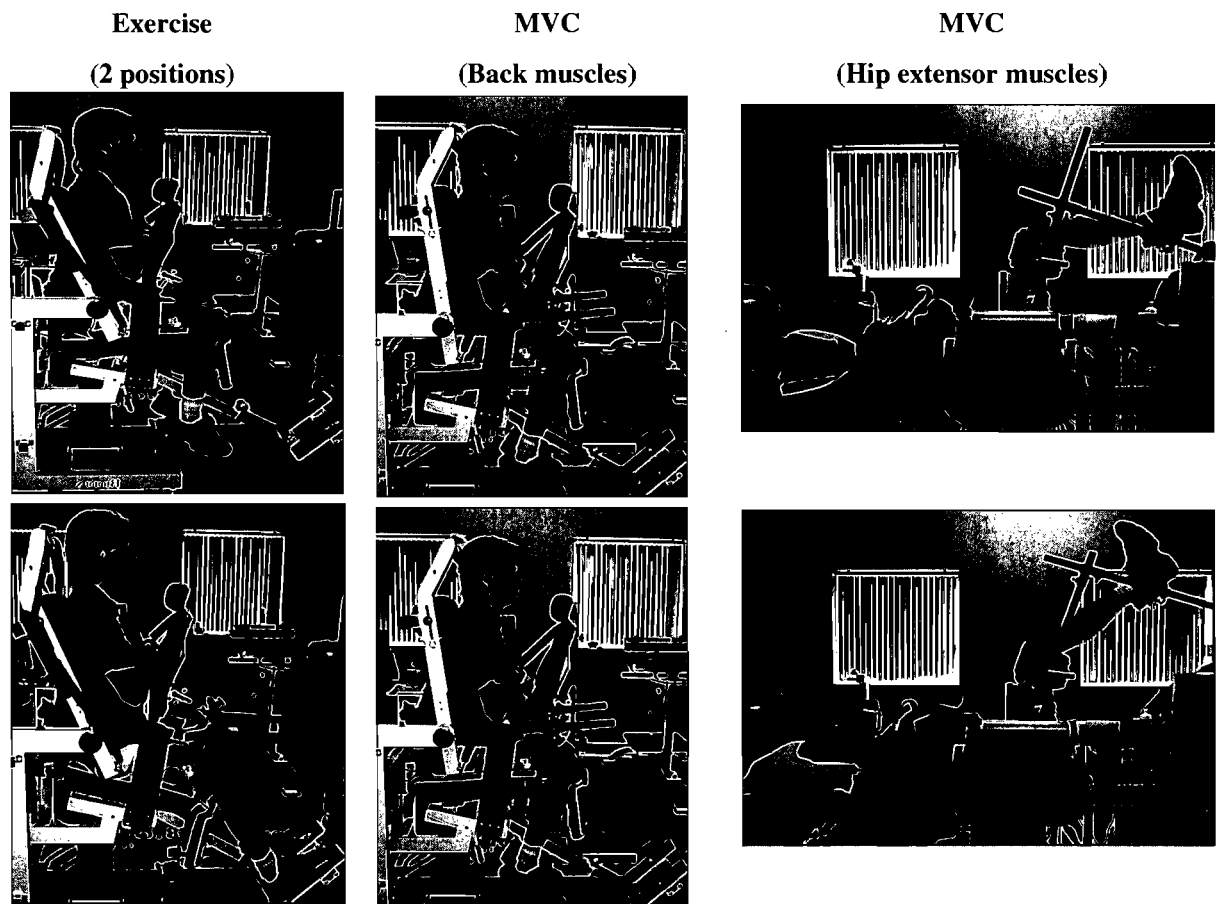


Figure 6.2. Illustration of the two main body configurations (left pictures) and the corresponding maximal voluntary reference contractions (middle and right pictures) used to normalize the EMG signals.

During the MVCs, the position (middle portion of the movement) of segments was the same (similar muscle lengths) as the position where the EMG was analyzed during the different exercise positions.

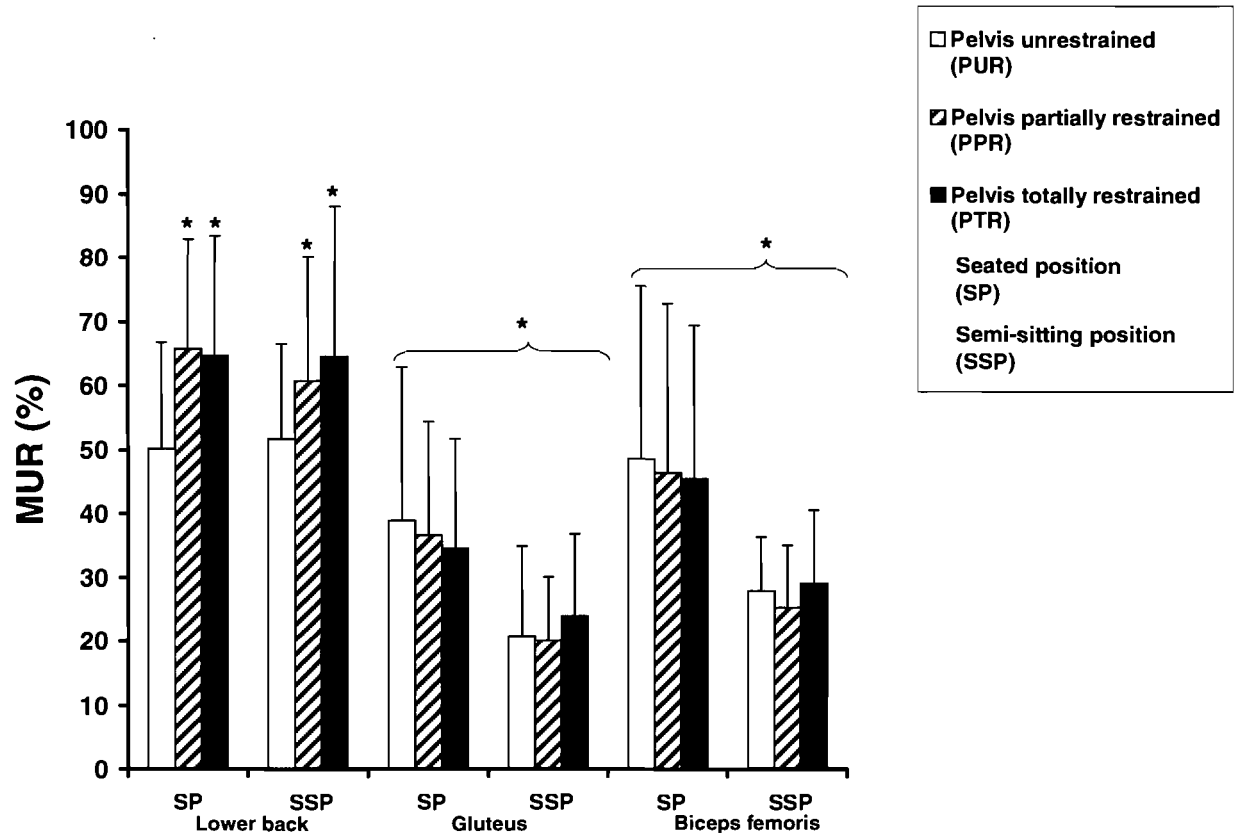


Figure 6.3. Muscular Utilization Ratio (MUR) values corresponding to selected muscle groups during the six experimental conditions.

CHAPITRE 7: Discussion générale

Les travaux de recherche présentés dans cette thèse représentent un projet de recherche composé de trois volets et se déroulent dans le contexte d'une programmation de recherche plus large financée par l'IRSST. Dans la présente thèse, seulement les résultats investigués dans les volets I et II de cette programmation en trois volets ont été présentés dans trois articles soumis à des revues scientifiques. Évidemment, le but principal de cette programmation de recherche était d'identifier des exercices spécifiques aux muscles spinaux pouvant être utilisés chez des gens présentant une lombalgie. En effet, un entraînement plus spécifique des muscles spinaux devrait se traduire par une progression plus rapide de l'endurance musculaire, une qualité musculaire démontrée comme protectrice contre l'apparition d'une première lombalgie et possiblement contre les récurrences de cette dernière.

7.1 Rappel des principaux objectifs de recherche

Le premier objectif du volet I de la présente thèse était de comparer la validité de critère et la fidélité test-retest des indices EMG de fatigue calculés à partir des deux transformées d'analyses (TRF et OND). Le deuxième objectif de ce volet était de démontrer les effets bénéfiques du processus de moyennage sur les indices EMG de fatigue dérivés de TRF et d'OND. En effet, cette étude fut nécessaire pour identifier la meilleure transformée d'analyse EMG afin de bien documenter le niveau de fatigue musculaire

développé lors des exercices au volet III du projet de recherche. Le volet II de la présente thèse avait pour but d'estimer l'effort relatif des muscles extenseurs de la hanche et des muscles spinaux lors des différentes modalités d'exercices sur la chaise romaine et sur l'appareil. Également, nous avons comparé les genres lors de ces exercices. Dans ce volet, l'emphase a été mise sur deux pistes de solution pour augmenter la spécificité de l'exercice: (1) le degré de stabilisation du bassin et (2) l'allongement des muscles extenseurs de la hanche. Les résultats de ce volet serviront également au volet III du présent projet de recherche (e.g. utilisation des modalités d'exercices plus spécifiques aux muscles spinaux chez des sujets lombalgiques chroniques). Les prochaines sections aborderont donc les principaux résultats pour ces deux volets de recherche et discuteront de points pertinents pour la réadaptation.

7.2 Sommaire et interprétation des principaux résultats

7.2.1 Premier volet: *Évaluation de la fatigue (Fourier versus Ondelettes)*

En général, les deux transformées (TRF et OND) sont comparables pour quantifier la fatigue musculaire, ce qui supporte d'ailleurs nos hypothèses pour cette étude. En bref, nos résultats ont démontré que les valeurs de pentes calculées avec TRF et OND sont similaires pour l'ensemble des muscles évalués (aucune différence significative entre les valeurs des pentes, Tableau 4.3) et ceci peu importe le type d'analyse effectuée (globale: FM et locale: bandes de fréquences). De plus, les indices EMG de TRF et d'OND étaient hautement corrélés entre eux ($r > 0.90$), ce qui supporte leur validité concomitante. Ces

résultats sont donc en accord avec ceux d'autres auteurs (Hostens et coll. 2004; Sparto et coll. 1999; Sparto et coll. 2000).

En ce qui concerne la validité de critère, de façon générale, les deux transformées mènent à des résultats comparables (corrélation modérée ≤ 0.68 avec nos deux critères de fatigue: temps-limite et échelle de Borg, tableaux 4.4 et 4.5). Nos résultats de validité sont toutefois inférieurs (voir Tableau 4.4 pour les indices *FM* et *FMI*) aux résultats rapportés par d'autres études de validation d'indices EMG et portant sur des efforts dynamiques des muscles spinaux (Kankaanpaa et coll. 1997a; Sparto et coll. 1999). En effet, ces études ont observé des corrélations significatives plus importantes (r variant entre 0.67 et 0.89) entre les différents indices EMG et le temps limite (Kankaanpaa et coll. 1997a) ou le taux de décroissance de la force maximale (Sparto et coll. 1999). Ces différences entre les résultats peuvent s'expliquer par la nature de la tâche (Bigland-Ritchie et coll. 1995) et du critère de fatigue utilisé. En effet, les corrélations plus faibles obtenues ici pourraient être expliquées par deux facteurs: (1) le protocole de fatigue (charge modérée: $< 50\%$ CMV, contraction intermittente: 50% cycle de travail) et (2) le critère d'arrêt du test (un des critères d'arrêt a été défini comme l'incapacité de maintenir la vitesse de mouvement avec la cible au cours de trois cycles consécutifs). Le premier facteur fait référence à l'influence de la motivation et conséquemment à la présence de la fatigue centrale (Sahlin, 1992) alors que l'autre fait référence à la variabilité dans de la mesure étalon.

Les résultats de fidélité test-retest demeurent aussi comparables entre les deux transformées. En effet, pour les deux propriétés de mesure (validité et fidélité), aucune tendance systématique n'a favorisé une transformée plutôt qu'une autre. Les résultats de

Karlsson et coll. (1999 et 2000) suggéraient toutefois une meilleure fidélité avec OND. Selon ces études, les estimations correspondant à chaque fenêtre d'EMG sont plus précises avec OND comparativement à TRF. Cependant, l'effet de moyennage (discuté dans le prochain paragraphe) élimine les différences entre les estimés spectraux (TRF et OND) pris individuellement à l'intérieur de chaque fenêtre d'EMG. Cet effet pourrait ainsi expliquer nos résultats. Par ailleurs, il est vrai que certaines variations de nos estimés de fidélité (« ICCs et SEMs ») ont été observées à travers les muscles évalués (Tableaux 4.4 et 4.5). En d'autres mots, nous avons parfois observé une moins bonne fidélité avec OND alors qu'en d'autres occasions, c'était avec la TRF. Ces variations peuvent d'ailleurs être expliquées par notre petit échantillon ($n = 10$) évalué. En effet, dix sujets pourraient générer des intervalles de confiance plus élevés et une plus grande variabilité des données, ce qui en retour affecterait les estimés calculés (« ICC et SEM »).

Finalement, la similarité entre les deux transformées est expliquée par l'effet du moyennage provenant des indices EMG (pentes). En effet, nous avons montré que le processus de moyennage pour le calcul de la pente comme illustré à la Figure 1.11 (moyenne des estimés spectraux dans chaque cycle et ligne de régression à travers les points moyennés) fait: (1) augmenter l'association entre TRF et OND (Figure 4.4A), (2) diminuer les variations des estimés spectraux (Figure 4.4A) et (3) diminuer les erreurs des indices EMG de fatigue (ordonné à l'origine et pente) calculés dans les deux cas (Figure 4.4B). Ces derniers résultats sont en accord avec d'autres études qui ont montré que cet effet de moyennage réduit l'effet néfaste de la nature non-stationnaire des signaux EMG (MacIsaac et coll. 2001) et les erreurs des indices EMG (Farina et coll. 2000) calculés lors de contractions dynamiques.

7.2.2 Deuxième volet: *Évaluation des modalités d'exercices (chaise romaine et appareil)*

Tel que mentionné, la plupart des exercices pour les muscles spinaux (chaise romaine et appareil) pourraient mettre à contribution les muscles extenseurs de la hanche, ce qui empêcherait un entraînement spécifique des muscles spinaux. Dans la présente thèse, nous avons testé deux pistes de solution pour augmenter la spécificité de l'exercice: il s'agit de la stabilisation du bassin (première solution) et du changement de la position des membres inférieurs (deuxième solution). Nous avons fait l'hypothèse qu'une de ces approches ou une combinaison de ces deux approches serait optimale pour augmenter le recrutement des muscles spinaux et diminuer la contribution des extenseurs de la hanche.

Tout d'abord, la stabilisation du bassin (partielle ou totale) a été montrée comme efficace seulement pour augmenter l'activité des muscles spinaux et pour les exercices sur l'appareil (Tableau 6.3 et Figure 6.3), ce qui supporte partiellement notre hypothèse. D'ailleurs, nos résultats concordent avec ceux d'une étude récente (San Juan et coll. 2005) qui a montré qu'une stabilisation partielle du bassin est nécessaire pour augmenter le niveau de spécificité de l'exercice sur appareils pour solliciter les muscles spinaux. Ainsi, ces résultats suggèrent que les appareils de musculation déjà commercialisés avec une stabilisation arrière du bassin favoriseraient un entraînement plus spécifique des muscles spinaux. Par ailleurs, nos résultats ont aussi démontré que la stabilisation du bassin ne réduit pas l'activité des muscles extenseurs de la hanche et ceci peu importe le type d'exercice utilisé (chaise romaine ou appareil). Cela s'expliquerait possiblement par un patron synergiste déjà établi pour générer le mouvement d'extension du tronc, ce qui fait que les muscles extenseurs de la hanche seraient actifs indépendamment de la stabilisation du bassin.

En ce qui concerne notre deuxième piste de solution (allongement des muscles extenseurs de la hanche), nous avons bien démontré que cette approche est la seule capable de faire varier la contribution des deux extenseurs principaux de la hanche (Fessiers et Biceps fémoris) lors des exercices sur appareil avec charge externe, ce qui supporte notre hypothèse de recherche. Pour la chaise romaine, cette approche a varié seulement l'activité du muscle Biceps fémoris. En effet, la condition avec la H40° sur la chaise romaine a été efficace pour diminuer de 4 à 18% (en moyenne) l'activité du Biceps fémoris (Tableau 5.2 et Figure 5.2) alors que la position semi-assise sur l'appareil a été efficace pour réduire de 8 à 27% (en moyenne) l'activité des deux extenseurs de la hanche (Fessiers et Biceps fémoris), en plus d'augmenter l'activité des muscles spinaux (LO-T10) (Tableau 6.3 et Figure 6.3). Les résultats pour les muscles extenseurs de la hanche seraient expliqués par deux notions fondamentales en biomécanique (levier et relation tension-longueur) tel que discuté dans la revue de littérature. En effet, la position des membres inférieurs pour ces deux types d'exercices (H40° et position semi-assise) permet un avantage mécanique (> levier musculaire et plus allongé) aux muscles extenseurs de la hanche et conséquemment réduit leur contribution relative durant l'exercice. Pour le muscle LO-T10, les différences fonctionnelles entre les régions du dos (région thoracique plus tonique que lombaire) pourraient expliquer ces résultats (voir discussion article #3: « effect of lower-limb configuration »).

Nous n'avons pas comparé statistiquement les TUMs des deux types d'exercices car la charge relative n'était pas tout à fait comparable entre les deux (chaise romaine: entre 40 à 60% CMV; appareil: 40% CMV). Cependant, il est tout de même possible de faire certaines constatations. À la lumière des valeurs de TUMs obtenues, l'appareil de

musculation semble offrir les conditions optimales pour favoriser la spécificité de l'exercice, c'est-à-dire en combinant la stabilisation du bassin (coussin rigide au niveau du sacrum) et d'allongement des muscles extenseurs de la hanche. La stabilisation du bassin a fait augmenter le recrutement des muscles spinaux jusqu'à 34-69%, comparativement à 37-57% pour la chaise romaine, et cela malgré que l'intensité de l'exercice soit un peu moindre dans l'appareil (40% MVC). De plus, la position semi-assise a permis de diminuer la contribution relative des extenseurs de la hanche à des valeurs comparables (17-31%) aux exercices dans la chaise romaine (12-30%). Cependant, il reste la possibilité que les quadriceps se fatiguent plus rapidement dans la position semi-assise, ce qui devra être investigué au volet III de ce projet de recherche (cela n'a été remarqué que lors des acquisitions du volet II). Cependant, si on oublie le coût des deux appareils utilisés (chaise romaine vs appareil de musculation), il est important de mentionner que ces deux types d'exercices se différencient sur plusieurs aspects. Par exemple, la progression de l'exercice au niveau de l'intensité s'avère beaucoup plus difficile dans la chaise romaine que dans l'appareil. Dans la chaise romaine, il est seulement possible d'avoir une gradation progressive de l'intensité de l'exercice en positionnant les membres supérieurs de différentes façons ou en prenant une charge dans les mains lors de l'exercice ou en faisant varier l'angle du tronc par rapport à l'horizontal (Plamondon et coll. 2002; Clark et coll. 2002; Mayer et coll. 1999). Contrairement, l'appareil permet l'ajout de charges avec une plus grande flexibilité. Nous pouvons également mentionner que l'appareil serait peut-être plus sécuritaire pour l'entraînement que la chaise romaine. En effet, dans l'appareil, l'individu est assis sur une surface assise qui stabilise les hanches et mieux stabilisé au niveau du bassin (au sacrum) et des jambes avec des coussins rigides. Dans la chaise

romaine, l'individu est couché sur le ventre et supporté avec un seul appui sur les hanches antérieures et ceci sans aucune stabilisation des segments. De plus, la condition H40° dans la chaise romaine pourrait être problématique pour des patients avec douleurs radiculaires. Bien que dans l'appareil les extenseurs de la hanche sont également allongés, il apparaît que la position semi-assise serait possiblement moindre problématique que la condition H40° sur la chaise romaine où les membres inférieurs sont complètement allongés (voir Figures 1.5 et 1.6 pour les différences dans la position des segments entre les deux types d'exercices). Finalement, toutes ces considérations ne devraient pas être négligeables afin de déterminer quel type d'exercice (ou quelle modalité de chaque type d'exercice) est le plus spécifique quant aux muscles spinaux. En effet, le choix d'un type d'exercice par rapport à l'autre n'as pas aisé compte tenu que chaque type d'exercice a ses avantages et ses désavantages.

Finalement, des différences entre les genres ont été observées dans cette étude. Pour l'exercice sur la chaise romaine, ces différences entre les genres (les muscles Biceps fémoris moins actifs chez les femmes) seraient expliquées par la charge du tronc qui serait relativement plus élevée chez les femmes selon certaines estimations (Clark et coll. 2003b; Plamondon et coll. 2004). Ceci pourrait induire une plus grande activité des muscles extenseurs de la hanche lors de ce genre d'exercice (Clark et coll. 2003b; Plamondon et coll. 2004), ou dans le cas discuté ici, une plus grande activité du Biceps fémoris. Pour l'appareil, les différences entre les genres (ex: certains muscles dorsaux étaient plus actifs chez les femmes alors que les muscles Biceps femoris étaient plus actifs chez les hommes) sont plus difficiles à expliquer car la charge relative était équivalente entre les deux genres. En effet, nos résultats sont contraires à ceux provenant d'autres études (Clark et coll.

2003b; Lariviere et coll. 2006) qui ont comparé les genres avec la même charge relative lors des différents exercices (ex: en position couchée avec les hanches neutres ou en position debout avec les genoux légèrement fléchis) et qui n'ont pas démontré de différences significatives entre les genres au niveau du patron d'activité des muscles spinaux et extenseurs de la hanche. Il est donc possible que les différences entre les genres soient dépendantes de la tâche. Dans notre étude, les femmes avaient une étendue lombaire (mesurée avec l'inclinomètre sur L1) moins élevée que les hommes lors des exercices en position assise et semi-assise, ce qui suggère qu'elles préservaient leur lordose lombaire. Conséquemment, avec une plus grande lordose lombaire générée par une flexion du bassin, les muscles dorsaux seraient plus raccourcis et les muscles Biceps fémoris plus allongés, ce qui en retour influencerait les valeurs du TUM à la hausse (pour les muscles dorsaux) et à la baisse (pour les muscles Biceps fémoris) respectivement. Indépendamment des différences entre genres pour les deux types d'exercices, nos deux principaux effets investigués (stabilisation du bassin et position des membres inférieurs) sont généralisables aux hommes et aux femmes, ce qui supporte notre deuxième hypothèse de recherche pour cette étude.

7.3 Forces des études

Volet I: Évaluation de la fatigue (Fourier versus Ondelettes)

Il y a très peu d'études qui ont comparé les indices EMG calculés à partir des deux transformées du signal EMG (TRF et OND). Bien que ces études aient déjà démontré la similarité entre TRF et OND pour quantifier la fatigue musculaire, notre étude apporte des

critères nouveaux pour cette comparaison; il s'agit de la validité de critère et de la fidélité test-retest qui n'ont jamais été évaluées auparavant avec des indices EMG comparables dans le deux cas. Aussi, notre étude fait une démonstration de la valeur bénéfique du processus de moyennage sur les indices EMG de TRF et d'OND, ce qui n'avait jamais été réalisée jusqu'à maintenant. Cela supporte donc l'originalité de cette étude. D'ailleurs, nos résultats supportent l'utilisation d'une transformée plus simple comme la TRF pour quantifier la fatigue musculaire (avec des indices EMG) à l'étape III du projet de recherche (validation des exercices choisis au volet II) et également à d'autres tâches standardisées de fatigue en situation dynamique. À notre avis, l'OND serait plus pertinente que la TRF lors des tâches où l'analyse fréquentielle du signal EMG n'est pas moyennée dans le temps. Par exemple, quantifier le patron de recrutement musculaire des muscles fléchisseurs plantaires et dorsaux lors d'un événement spécifique (ex: quelques millisecondes avant la phase de support où le talon appuie au sol) durant une course à pieds (vonTscharner & Goepfert, 2006).

Une autre force de cette étude est que la tâche dynamique de fatigue a été développée dans un but de mieux inférer l'endurance des muscles spinaux en relation avec des tâches de la vie quotidienne. En effet, on avait une charge qualifiée de fonctionnelle car associée à la masse du tronc et un mode de contraction, isotonique, très similaire aux activités de tous les jours et comparable aux exercices utilisés dans les cliniques et salles de musculation. D'ailleurs, nous avons observé que nos meilleurs résultats (validité et fidélité) à travers les indices EMG ont été observés pour les muscles MU-L4, ce qui reflète également une certaine spécificité de notre test de fatigue aux muscles de la région lombaire. En effet, ces muscles (MU-L4) se sont fatigués plus rapidement comparativement

aux autres muscles évalués. Il apparaît donc que l'effet d'avoir bien stabilisé le bassin (structures rigides au niveau postérieur et antérieur aux épines) durant le test a favorisé l'apparition de la fatigue de ces muscles en question. En effet, les résultats du volet II supportent cette hypothèse. Avec une stabilisation partielle ou totale du bassin, les muscles spinaux sont plus actifs et conséquemment pourraient se fatiguer plus vite lors d'une tâche comme celle du volet I. Par ailleurs, nous avons également observé que la stabilisation du bassin n'a pas pu empêcher la contribution des extenseurs de la hanche, comme c'était aussi le cas au volet II. En effet, le muscle Biceps fémoris présentait également une fatigue assez importante, malgré son bas niveau de validité et de fidélité. Une des raisons expliquant ceci serait la position des membres inférieurs avec les genoux à 90°, ce qui n'est pas optimal selon nos résultats du volet II. Kankaanpää et coll. (1998b) ont d'ailleurs démontré que les muscles extenseurs de la hanche se fatiguent plus rapidement que les muscles spinaux dans cette position. Si on avait utilisé la position semi-assise (genoux fléchis à 45°) dans l'étude du volet I, les extenseurs de la hanche (ex: Biceps fémoris) se seraient possiblement moins fatigués. Cela sera d'ailleurs vérifié au volet III du projet de recherche. Finalement, regroupant tous ces résultats, il sera donc possible de développer, dans le futur, un test de fatigue non seulement fonctionnel, mais aussi spécifique aux muscles spinaux. Évidemment, ce test de fatigue permettra d'évaluer l'évolution des sujets lombalgiques chroniques en pré- et post-traitement, basée sur l'entraînement en endurance des muscles spinaux.

Volet II: *Évaluation des modalités d'exercices (chaise romaine et appareil)*

Une des forces de cette étude est que notre appareil de mesure (le dynamomètre Biodex Medical, Inc., New York) a permis de simuler toutes les modalités d'exercices qui sont réalisées dans les appareils de musculation pour les muscles spinaux. Cela a permis également de contrôler plusieurs variables confondantes qui auraient apparue si différents appareils de musculation avaient été utilisés. Aussi, notre appareil a mesuré les moments nets de chaque groupe musculaire (extenseurs de la hanche et muscles spinaux) séparément, ce qui a donc permis d'évaluer l'effort relatif (ou le TUM) produit en isolant adéquatement chacun des groupes musculaires lors des exercices sur chaise romaine et appareil. D'ailleurs, le choix de ce critère (TUM) a permis de réaliser plusieurs modalités d'exercices dans une même séance d'évaluation. En effet, aucune étude ne présentait un scénario aussi large que celui de la nôtre, combinant différentes modalités d'exercices pour trouver celle qui est la plus spécifique aux muscles spinaux. Ces différents éléments supportent ainsi l'originalité de cette étude par rapport à d'autres publiées sur le sujet (Benson et coll. 2002; Clark et coll. 2002; Mayer et coll. 1999; Mayer et coll. 2002; San Juan et coll. 2005; Udermann et coll. 1999; Walsworth, 2004). Une autre force de cette étude, par rapport à d'autres antérieurement publiées (Benson et coll. 2002; Clark et coll. 2002; Mayer et coll. 1999; Mayer et coll. 2002; San Juan et coll. 2005; Udermann et coll. 1999; Walsworth, 2004), est l'utilisation de plusieurs variables permettant de contribuer à l'interprétation des résultats. Il s'agit ici de variables telles que la flexibilité lombaire, l'étendue du mouvement lombaire ou du tronc lors des exercices ainsi que la force maximale des groupes musculaires étudiés.

7.4 Limites des présents travaux

Pour les deux études de cette thèse, nous avons mentionné des limites qui sont présentées dans chaque article faisant parti de la thèse. Afin d'éviter la redondance, nous allons aborder dans les prochains paragraphes les nouveaux éléments, qui à notre avis, peuvent être considérés comme des limites, plus spécifiquement pour l'étude du volet II (article #2 et #3). En effet, nous avons identifié deux limites possibles dans cette étude: (1) position du sujet lors de la CMV des muscles extenseurs de la hanche pour les exercices sur la chaise romaine (article #2) et (2) absence de mesure EMG lors de l'évaluation de la force durant les modalités d'exercices sur l'appareil (article #3).

La première limite correspond à la position du sujet, en supination, lors de la CMV des muscles extenseurs de la hanche alors que durant les exercices sur la chaise romaine, le sujet est positionné en pronation. Tout d'abord, nous avons choisi la position en supination pour les CMVs de ce groupe musculaire, car elle était plus facile à exécuter avec notre système qui avait déjà toutes les composantes nécessaires pour l'évaluation de la force des extenseurs de la hanche en supination. Cette position nous semblait plus favorable à l'intégration de la rétroaction visuelle pour le développement du moment maximal. Cependant, il est probable que des différences dans les valeurs du moment de force des extenseurs de la hanche pourraient exister entre la position en supination versus la position en pronation, malgré qu'à notre connaissance aucune étude n'a comparé directement ces deux positions pour la force de ce groupe musculaire (ou dans notre cas ici, pour l'activation maximale). À notre avis, ces différences entre ces deux positions ne devraient pas affecter les résultats observés dans la présente étude. Il y aurait potentiellement une variation dans les valeurs du TUM (étant donné que l'EMG maximal pourrait varier en

fonction de la position) mais les mêmes effets seraient observés entre les conditions investiguées (voir article #2: $PUR = PR$, PUR ou $PR \cong H40^\circ$) car pour les deux positions (supination et pronation), le moment maximal des muscles extenseurs de la hanche croît avec l'angle de flexion de la hanche (Nemeth et coll. 1983).

Finalement, l'absence de mesure EMG dans l'évaluation de la force lors des exercices sur l'appareil (article #3) pourrait être considérée comme étant une deuxième limite de cette étude. Cette mesure pourrait contribuer à l'interprétation des résultats. En effet, nous avons démontré qu'aucune des modalités d'exercices n'a affecté le moment de force en extension du dos. L'explication de ces résultats fut basée sur le fait qu'une CMV impliquerait un très fort patron synergiste entre les muscles spinaux et extenseurs de la hanche pour la production de la force, ceci indépendamment d'une stabilisation du bassin et/ou d'un changement de la position des membres inférieurs. Il serait toutefois intéressant de supporter cette hypothèse explicative avec une mesure sur le patron de recrutement de chacun des groupes musculaires (extenseurs de la hanche et spinaux) lors d'une CMV des extenseurs du dos.

7.5 Généralisation des présents résultats chez une population de patients lombalgiques chroniques

Dans le volet I de la présente thèse, nous avons comparé la validité et la fidélité des deux transformées (Fourier ou Ondellettes) pour quantifier la fatigue musculaire en situation dynamique. Nous avons démontré que les deux transformées donnent essentiellement la même information (fatigue musculaire) chez une population asymptomatique (sujets sains). À notre avis, pour ce genre de comparaison, il est possible

que ces résultats se reproduisent chez une population lombalgique car les indices EMG de fatigue musculaire sont calculés par un processus de moyennage dans les deux cas et ceci peu importe le groupe de sujet évalué. De toute manière, il n'y a pas d'études à notre connaissance qui ont comparé les deux transformées entre les sujets lombalgiques et les sujets sains lors d'un protocole de fatigue dynamique, ce qui limite donc les prédictions sur ce sujet.

Une revue de littérature rapporte que les sujets lombalgiques ont des patrons de coordination musculaire différents des sujets sains, bien que les grandeurs et les directions de ces différences soient dépendantes de la tâche et/ou de la pathologie sous-jacente (van Dieen, Selen, & Cholewicki, 2003). Pour ces raisons, nous pourrions prédire que les résultats du volet II puissent être différents chez une population de sujets lombalgiques. En d'autres mots, il est possible que les sujets lombalgiques aient une stratégie musculaire différente pour chaque modalité d'exercice évaluée et ainsi les effets observés ne seraient pas les mêmes que chez les sujets sains. D'ailleurs, les résultats de Kankaanpää et coll. (1998b) sont des plus intéressants car ils démontrent que les muscles fessiers se fatiguent plus rapidement chez des sujets lombalgiques chroniques que chez les sujets sains. Ces résultats sont d'autant plus intéressants qu'ils ont été obtenus lors d'un exercice de flexion et extension du tronc dans un dynamomètre, en position assise et avec les genoux à 90°, soit une position similaire à une des modalités d'exercice de la présente étude. Cela implique peut-être que les sujets lombalgiques ont tendance à plus utiliser les muscles extenseurs de la hanche par rapport aux muscles spinaux lors de ce type d'exercice, ceci afin d'éviter les mouvements de la région lombaire qui pourraient exacerber leur douleur. Cependant, une autre étude (Leinonen, Kankaanpää, Airaksinen, & Hanninen, 2000) n'a

pas observé de différence entre ces groupes en ce qui a trait au recrutement des muscles spinaux et des extenseurs de la hanche (Gluteus et Biceps fémoris) lors de mouvements de flexion et d'extension du tronc en position debout et avec les jambes en extension (une position comparable à la chaise romaine traditionnelle où le tronc est à l'horizontale et les jambes sont allongées). Ces résultats suggèrent que les différences entre les sujets sains et lombalgiques pourraient varier en fonction de la modalité ou du type d'exercice, comme le suggère van Dieen et coll. (2003). Ceci doit faire l'objet de futures recherches

7.6 Retombées cliniques et avenues de recherche

7.6.1 Retombées cliniques et autres considérations

Il est important pour les professionnels de la santé intervenant auprès de personnes souffrant d'une lombalgie de posséder des connaissances sur les moyens d'évaluer et de traiter, de manière appropriée leurs patients. En entreprenant ces travaux de recherche, il était espéré que les résultats permettraient d'offrir aux thérapeutes ou aux professionnels de la santé de nouvelles pistes pour améliorer leurs interventions auprès des patients lombalgiques chroniques. Le volet I de cette thèse permettait non seulement de déterminer la technique d'analyse qui sera utilisée au volet III, mais aussi d'obtenir un nouvel outil d'évaluation en recherche (combinaison de la dynamométrie et de l'EMG de surface) pouvant objectiver les progrès des sujets lombalgiques en phase de réadaptation. D'un point de vue pratique, les connaissances provenant du volet II permettaient de cibler les exercices les plus efficaces pour entraîner les muscles spinaux en endurance. Ainsi, avec un transfert de connaissance, non seulement les cliniciens pourraient bénéficier de ce savoir pour

l'intervention des sujets lombalgiques, mais également les kinésiolesgues qui travaillent dans un centre de conditionnement physique. En effet, avec de nouvelles connaissances sur les exercices physiques (en sachant quels sont les modalités plus spécifiques aux muscles spinaux), les kinésiolesgues pourraient modifier les prescriptions d'exercices pour les hommes et femmes sédentaires ainsi que pour les athlètes. En d'autres mots, ces professionnels de la santé pourraient recommander des exercices plus spécifiques menant à une meilleure santé du dos. Cependant, il serait prudent d'attendre les résultats du volet III du projet de recherche, où les modalités d'exercices retenues seront appliquées chez des sujets lombalgiques chroniques, avant d'appliquer ces recommandations à cette clientèle.

Selon nos travaux de recherche, une recommandation pour un entraînement adéquat en endurance des muscles spinaux serait donc l'utilisation de l'exercice sur la chaise romaine avec les hanches fléchies (H40°) ou l'exercice sur appareil de musculation qui offre une condition optimale de spécificité (une combinaison des deux approches dont la stabilisation arrière et la position semi-assise). Le grand avantage de ces deux types d'exercices par rapport à d'autres pour les muscles spinaux est leur intensité (Arokoski et coll. 1999; Plamondon et coll. 2002) qui serait suffisante pour obtenir des gains significatifs en endurance. En effet, il est bien connu que les exercices permettant un dosage plus important des muscles spinaux sont plus efficaces pour obtenir des résultats positifs au niveau clinique (douleur, incapacités, aspect psychologique) et physique (endurance ou force) (Manniche et coll. 1988; Manniche et coll. 1991; Manniche et coll. 1993; Smeets et coll. 2006a).

Bien que différents types de programmes d'exercices adaptés à chaque patient lombalgique sont utilisés en clinique de réadaptation, à notre avis, ces deux modalités

d'exercices (H40° sur chaise romaine et la position semi-assise avec stabilisation arrière sur appareil) pourraient être utilisées dans une phase finale d'un programme de réadaptation pour développer l'endurance des muscles spinaux chez des patients lombalgiques chroniques. En effet, cela permettrait possiblement de diminuer l'influence néfaste des facteurs comme la douleur et les peurs associées au mouvement qui pourraient limiter leur performance. Toutefois, certains guides pratiques recommandent d'avantage des exercices faits au sol (avec une basse intensité) ou des exercices de stabilisation de la colonne lombaire par rapport à ceux qui renforcent la région lombaire (ou produisent un chargement de la colonne lombaire) lors d'un programme de réadaptation chez des patients lombalgiques (McGill, 2002). En fait, selon McGill (2002), certains exercices comme ceux évalués dans cette thèse pourraient augmenter la compression des ligaments, des disques intervertébraux et conséquemment provoquer des lésions lombaires et/ou perpétuer la douleur lombaire. Cependant, les effets bénéfiques de ce genre d'exercice ont déjà été démontrés autant pour des sujets lombalgiques de nature non spécifique en phase chronique que pour des patients lombalgiques chroniques qui ont déjà subi, dans le passé, une chirurgie liée à la déformation du disque lombaire (Manniche et coll. 1988; Manniche et coll. 1991; Manniche et coll. 1993). En effet, il est important d'identifier avec un examen médical ou par imagerie la nature du problème lombaire avant de prescrire un entraînement intensif des muscles spinaux avec ces exercices, ce que suggèrent d'ailleurs les études sur le sujet (Manniche et coll. 1988; Manniche et coll. 1991; Manniche et coll. 1993). Il est possible que les deux modalités d'exercices que nous proposons dans cette thèse soient contre-indiqués à certaines pathologies lombaires comme l'hernie discale (une saillie qui se forme dans les disques intervertébraux) et/ou le spondylolisthésis (un déplacement du corps

vertébral) où la compression des racines nerveuses est présente. En effet, le choix d'un exercice par rapport à un autre dépendra toujours de la nature du problème lombaire, des symptômes courants du patient et spécifiquement, des objectifs du programme de réadaptation. Ainsi, les intervenants seraient les personnes les mieux placées pour juger de la prescription des exercices et de leur applicabilité vis-à-vis chaque patient lombalgique.

7.6.2 Avenues de recherche

Les deux premiers volets de cette thèse étaient nécessaires pour la réalisation du volet III du projet de recherche. En effet, le troisième volet de ce projet de recherche évaluera si la meilleure modalité d'exercice sur la chaise romaine (H40°) et sur l'appareil (position semi-assise avec stabilisation arrière) permettrait de fatiguer spécifiquement les muscles spinaux. Dans ce volet, l'emphasis sera mise sur la validité externe des résultats car ces deux modalités d'exercices seront réalisés jusqu'à épuisement (conditions d'entraînement en endurance) et différents indicateurs EMG de fatigue musculaire (provenant du volet I) seront évalués autant chez des sujets sains que chez des sujets lombalgiques chroniques afin de vérifier si les résultats sont généralisables à notre clientèle d'intérêt. Évidemment, si les résultats du volet III s'avèrent positifs, d'autres travaux s'imposent. En effet, il serait bien de développer un programme d'entraînement en endurance pendant plusieurs semaines (une étude longitudinale) chez des sujets lombalgiques chroniques afin de vérifier si les modalités d'exercices sélectionnées au volet II produisent réellement les effets bénéfiques sur la condition physique (gains en endurance) et sur les symptômes (douleur, incapacités, facteurs psychologiques) des patients lombalgiques chroniques.

D'autres avenues de recherche seraient également à explorer. Par exemple, une comparaison des exercices réalisés au sol avec plusieurs répétitions versus ceux qui ont été sélectionnés au volet II pourrait être envisagée afin de connaître quel programme d'exercice serait plus efficace que l'autre pour développer l'endurance des muscles spinaux et également réduire les symptômes chez des sujets lombalgiques chroniques. Finalement, il serait également intéressant de faire un suivi des patients après une période d'entraînement de manière à vérifier l'effet protecteur de ces exercices vis-à-vis des récurrences de lombalgies. En effet, il s'agirait d'évaluer si un programme d'entraînement comprenant les meilleurs exercices connus, dont leurs effets physiologiques furent déjà vérifiés chez des sujets lombalgiques chroniques, pourrait véritablement protéger la colonne vertébrale lombaire contre des récurrences de lombalgies. Cela représenterait une étude longitudinale avec suivis post-traitement.

CHAPITRE 8: Conclusion

La présente thèse fait partie d'un projet de recherche en trois volets. Le but principal de ce projet était de trouver des exercices spécifiques aux muscles spinaux pour des sujets lombalgiques chroniques. Dans une première étape du projet (volet I), nous avons démontré que la TRF quantifie la fatigue des muscles spinaux avec la même validité de critère et la même fidélité que l'OND, ceci lors d'un test de fatigue avec des contractions dynamiques. Cela permet donc d'utiliser une analyse plus simple comme TRF au volet III de ce projet de recherche et à d'autres tâches de fatigue standardisées. Pour ce qui de l'étude portant sur les exercices (volet II), nous avons trouvé deux modalités d'exercices qui seraient possiblement les plus spécifiques quant aux muscles spinaux, c'est-à-dire la H40° sur chaise romaine et la position semi-assise avec stabilisation arrière du bassin sur l'appareil. À notre avis, ces deux modalités d'exercices pourraient plus solliciter les muscles spinaux afin de favoriser les changements physiologiques (gains en endurance) lors d'un programme d'entraînement. Évidemment, cela permettrait de réduire les risques de perte de la stabilité lombaire due à une mauvaise coordination musculaire engendrée par la grande fatigabilité des muscles spinaux chez des sujets lombalgiques chroniques. Cette étude apporte donc de nouvelles connaissances permettant d'accroître l'efficacité de l'entraînement en endurance des muscles spinaux. En effet, avec un transfert de connaissance, les cliniciens et les kinésiolesgues peuvent bénéficier de ce savoir et recommander des exercices plus spécifiques pour développer une meilleure condition du dos.

Bibliographie

Abernethy, P., Wilson, G., & Logan, P. (1995). Strength and power assessment. Issues, controversies and challenges. *Sports Med*, 19, 401-417.

Adams, M., Bogduk, N., Burton, K., & Dolan, P. (2002). *The Biomechanics of Back Pain*. Toronto: Churchill Livingstone.

Adams, M. A., Mannion, A. F., & Dolan, P. (1999). Personal risk factors for first-time low back pain. *Spine*, 24, 2497-2505.

Andersson, G. B. J. (1991). The epidemiology of spinal disorders. In J.W.Frymoyer, T. B. Ducker, N. M. Hadler, J. P. Kostuik, J. N. Weinstein, & T. S. Whitecloud (Eds.), *The adult spine. Principles and practice* (pp. 107-147). New York: Raven Press.

Andersson, E. A., Oddsson, L., Nilsson, J., & Grundstrom, H. (1995). The flexion-relaxation phenomenon revisited and interactions between quadratus lumborum and erector spinae for back stability. *XVth Congress of the International Society of Biomechanics* (pp. 56-57). Gummerus Printing.

Andersson, E. A., Oddsson, L. I. E., Grundstrom, H., Nilsson, J., & Thorstensson, A. (1996). EMG activities of the quadratus lumborum and erector spinae muscles during flexion-relaxation and other motor tasks. *Clin Biomech*, 11, 392-400.

Andreassen, S. & Arendt-Nielsen, L. (1987). Muscle fibre conduction velocity in motor units of the human anterior tibial muscle: a new size principle parameter. *J Physiol*, 391, 561-571.

Arokoski, J. P., Kankaanpää, M., Valta, T., Juvonen, I., Partanen, J., Taimela, S. et al. (1999). Back and hip extensor muscle function during therapeutic exercises. *Arch.Phys Med Rehabil*, 80, 842-850.

Baechle, T. R. (1994). Essentials of strength training and conditioning. In (pp. 57-314). Champaign, IL.: Human Kinetics.

Basmajian, J. V. & De Luca, C. L. (1985). *Muscles alive. Their functions revealed by electromyography*. (5th ed.) Baltimore: Williams & Wilkins.

Benoit, D. L., Lamontagne, M., Cerulli, G., & Liti, A. (2003). The clinical significance of electromyography normalisation techniques in subjects with anterior cruciate ligament injury during treadmill walking. *Gait and Posture*., 18, 56-63.

Benson, M. E., Smith, D. R., & Bybee, R. F. (2002). The muscle activation of the erector spinae during hyperextension with and without the pelvis restrained. *Phys Ther Sport*, 3, 165-174.

Bergmark, A. (1989). Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthopaedica Scand*, 60, 3-54.

Biering-Sorensen, F. (1984). Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. *Spine*, 9, 106-119.

Bigland-Ritchie, B., Furbush, F., & Woods, J. J. (1986). Fatigue of intermittent submaximal voluntary contractions: central and peripheral factors. *J Appl Physiol*, 61, 421-429.

Bigland-Ritchie, B., Rice, C. L., Garland, S. J., & Walsh, M. L. (1995). Task-dependent factors in fatigue of human voluntary contractions. In S.C.Gandevia, A. J. McComas, D. G. Stuart, & C. K. Thomas (Eds.), *Fatigue. Neural and muscular mechanisms* (pp. 361-380). New York: Plenum Press.

Bonato, P. (1996). Analysis of myoelectric signals recorded during dynamic contractions: a time-frequency approach to assessing muscle fatigue. *IEEE Eng Med Biol*, 15, 102-111.

Borg, G. A. V. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Med Sci Sports Exerc*, 14, 377-381.

Bouisset, S., & Maton, B. (1995). *Muscles, posture et mouvement. Bases et applications de la méthode électromyographique*. Paris.

Burden, A. & Bartlett, R. (1999). Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. *Med Eng Phys*, 21, 247-257.

Burden, A. M., Trew, M., & Baltzopoulos, V. (2003). Normalisation of gait EMGs: a re-examination. *J.Electromyogr Kinesiol*, 13, 519-532.

Clark, B. C., Manini, T. M., Mayer, J. M., Ploutz-Snyder, L. L., & Graves, J. E. (2002). Electromyographic activity of the lumbar and hip extensors during dynamic trunk extension exercise. *Arch Phys Med Rehabil*, 83, 1547-1552.

Clark, B. C., Manini, T. M., & Ploutz-Snyder, L. L. (2003a). Derecruitment of the lumbar musculature with fatiguing trunk extension exercise. *Spine*, 28, 282-287.

Clark, B. C., Manini, T. M., The, D. J., Doldo, N. A., & Ploutz-Snyder, L. L. (2003b). Gender differences in skeletal muscle fatigability are related to contraction type and EMG spectral compression. *J Appl Physiol*, 94, 2263-2272.

Danneels, L. A., Vanderstraeten, G. G., Cambier, D. C., Witvrouw, E. E., & De Cuyper, H. J. (2000). CT imaging of trunk muscles in chronic low back pain patients and healthy control subjects. *Eur Spine J*, 9, 266-272.

de Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *J Biomech.*, 29, 1223-1230.

De Luca, C. J. (1984). Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 11, 251-279.

De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech*, 13, 135-163.

Dedering, A., Németh, G., & Harms-Ringdahl, K. (1999). Correlation between electromyographic spectral changes and subjective assessment of lumbar muscle fatigue in subjects without pain from the lower back. *Clin Biomech*, *14*, 103-111.

Dedering, A., Hjelmsater, M. R., Elfving, B., Harms-Ringdahl, K., & Németh, G. (2000). Between-days reliability of subjective and objective assessments of back extensor muscle fatigue in subjects without lower-back pain. *J Electromyogr Kinesiol*, *10*, 151-158.

Demoulin, C., Vanderthommen, M., Duysens, C., & Crielaard, J. M. (2006). Spinal muscle evaluation using the Sorensen test: a critical appraisal of the literature. *Joint Bone Spine*, *73*, 43-50.

Dolan, P., Mannion, A. F., & Adams, M. A. (1995). Fatigue of the erector spinae muscles. A quantitative assessment using "frequency banding" of the surface electromyography signal. *Spine*, *20*, 149-159.

Dolan, P. & Adams, M. A. (1998). Repetitive lifting tasks fatigue the back muscles and increase the bending moment acting on the lumbar spine. *J Biomech*, *31*, 713-721.

Durnin, J. V. G. A. & Womersley, J. (1974). Body fat assessed from total body density and its estimation from skinfold thickness: measurements on 481 men and women aged from 16 to 72 years. *British Journal of Nutrition*, *32*, 77-97.

Eberstein, A. & Beattie, B. (1985). Simultaneous measurement of muscle conduction velocity and EMG power spectrum changes during fatigue. *Muscle and Nerve*, *8*, 768-773.

Enoka, R. M. & Stuart, D. G. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *J Appl Physiol*, 72, 1631-1648.

Enoka, R. M. (1994). *Neuromechanical basis of kinesiology*. (2nd ed.) Human Kinetics.

Enthoven, P., Skargren, E., Kjellman, G., & Öberg, B. (2003). Course of back pain in primary care: A prospective study of physical measures. *J Rehabil Med*, 35, 168-173.

Ericson, M. O., Nisell, R., & Ekholm, J. (1986). Quantified electromyography of lower-limb muscles during level walking. *Scand.J Rehabil.Med.*, 18, 159-163.

Farina, D. & Merletti, R. (2000). Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contraction. *J Electromyogr Kinesiol*, 10, 337-349.

Ferguson, S. A. & Marras, W. S. (1997). A literature review of low back disorder surveillance measures and risk factors. *Clin Biomech*, 12, 211-226.

Fitts, R. H. & Metzger, J. M. (1988). Mechanisms of muscular fatigue. *Med Sports Sc*, 27, 212-229.

Floyd, W. F. & Silver, P. H. S. (1955). The function of the erector spinae muscles in certain movements and postures in man. *J Physiol*, 129, 184-203.

Frank, J. W., Brooker, A. S., Demaio, S. E., Kerr, M. S., Maetzel, A., Shannon, H. S. et al. (1996). Disability resulting from occupational low back pain. Part II: What do we know

about secondary prevention ? A review of the scientific evidence on prevention after disability begins. *Spine*, 21, 2918-2929.

Gandevia, S. C. (1998). Neural control in human muscle fatigue: changes in muscle afferents, moto neurones and moto cortical drive. *Acta Physiologica Scandinavica*, 162, 275-283.

Graves, J. E., Pollock, M. L., Foster, D., Leggett, S. H., Carpenter, D. M., Vuoso, R. et al. (1990). Effect of training frequency and specificity on isometric lumbar extension strength. *Spine*, 15, 504-509.

Graves, J. E., Fix, C. K., Pollock, M. L., Leggett, S. H., Foster, D. N., & Carpenter, D. M. (1992). Comparison of two restraint systems for pelvic stabilization during isometric lumbar extension strength testing. *JOS PT*, 15, 37-42.

Graves, J. E., Webb, D. C., Pollock, M. L., Matkoich, J., Leggett, S. H., Carpenter, D. M. et al. (1994). Pelvic stabilization during resistance training: Its effect on the development of lumbar extension strength. *Arch Phys Med Rehabil*, 75, 210-215.

Hanten, W. P. & Ramberg, C. L. (1988). Effect of stabilization on maximal isokinetic torque of the quadriceps femoris muscle during concentric and eccentric contractions. *Phys Ther*, 68, 219-222.

Hart, D. L., Stobbe, T. J., Till, C. W., & Plummer, R. W. (1984). Effect of trunk stabilization on quadriceps femoris muscle torque. *Phys Ther*, 64, 1375-1380.

Hayden, J. A., van Tulder, M. W., & Tomlinson, G. (2005). Systematic Review: Strategies for Using Exercise Therapy to Improve Outcomes in Chronic Low Back Pain. *Ann Int Med*, 142, 776-785.

Henneman, E., Somjen, G., & Carpenter, D. O. (1965). Excitability and inhibibility of motoneurons of different sizes. *J Neurophysiol*, 28, 599-620.

Hérisson, Ch. & Revel, M. (1999). Réactivation physique et lombalgie. In (Paris: Masson.

Hicks, A. L., Kent-Braun, J., & Ditor, D. S. (2001). Sex differences in human skeletal muscle fatigue. *Exercise and Sports Sciences Reviews*, 29, 109-112.

Hides, J. A., Stokes, M. J., Saide, M., Jull, G. A., & Cooper, D. H. (1994). Evidence of lumbar multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms in patients with acute/subacute low back pain. *Spine*, 19, 165-172.

Hirsch, G., Beach, G., Cooke, C., Menard, M., & Locke, S. (1991). Relationship between performance on lumbar dynamometry and Waddell score in a population with low-back pain. *Spine*, 16, 1039-1043.

Holmback, A. M., Porter, M. M., Downham, D., & Lexell, J. (1999). Reliability of isokinetic ankle dorsiflexor strength measurements in healthy young men and women. *Scand J Rehabil Med.*, 31, 229-239.

Holmstrom, E., Moritz, U., & Andersson, M. (1992). Trunk muscle strength and back muscle endurance in construction workers with and without low back disorders. *Scand J Rehabil Med*, 24, 3-10.

Hostens, I., Seghers, J., Spaepen, A., & Ramon, H. (2004). Validation of the wavelet spectral estimation technique in Biceps Brachii and Brachioradialis fatigue assessment during prolonged low-level static and dynamic contractions. *J Electromyogr Kinesiol*, 14, 205-215.

Hultman, G., Nordin, M., Saraste, H., & Ohlsen, H. (1993). Body composition, endurance, strength, cross-sectional area, and density of MM erector spinae in men with and without low back pain. *J Spinal Disorders*, 6, 114-123.

Jorgensen, K. (1997). Human trunk extensor muscles. Physiology and ergonomics. *Acta Physiologica Scandinavica. Supplementum*, 637, 1-58.

Kankaanpaa, M., Taimela, S., Webber, C. L., Airaksinen, O., & Hanninen, O. (1997a). Lumbar paraspinal muscle fatigability in repetitive isoinertial loading: EMG spectral indices, Borg scale and endurance time. *Eur J Appl Physiol*, 76, 236-242.

Kankaanpaa, M., Taimela, S., Webber, C. L., Airaksinen, O., & Hanninen, O. (1997b). Validation of EMG spectral index changes during isoinertial back endurance test. In *Proceedings of Twenty-First Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*.

Kankaanpaa, M., Taimela, S., Laaksonen, D., Hanninen, S., & Airaksinen, O. (1998a). Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. *Arch Phys Med Rehabil*, 79, 412-417.

Kankaanpaa, M., Laaksonen, D., Taimela, S., Kokko, S. M., Airaksinen, O., & Hanninen, O. (1998b). Age, sex, and body mass index as determinants of back and hip extensor fatigue in the isometric Sorensen back endurance test. *Arch Phys Med Rehabil*, 79, 1069-1075.

Kankaanpaa, M., Taimela, S., Airaksinen, O., & Hanninen, O. (1999). The efficacy of active rehabilitation in chronic low back pain. Effect on pain intensity, self-experienced disability, and lumbar fatigability. *Spine*, 24, 1034-1042.

Karlsson, S., Yu, J., & Akay, M. (1999). Enhancement of spectral analysis of myoelectric signals during static contractions using wavelet methods. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, 46, 670-684.

Karlsson, S. & Gerdle, B. (2001). Mean frequency and signal amplitude of the surface EMG of the quadriceps muscles increase with increasing torque - a study using the continuous wavelet transform. *J Electromyogr Kinesiol*, 11, 131-140.

Karlsson, S., Yu, J., & Akay, M. (2000). Time-frequency analysis of myoelectric signals during dynamic contractions: a comparative study. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, 47, 228-238.

Keller, A., Hellesnes, J., & Brox, J. I. (2001). Reliability of the isokinetic trunk extensor test, Biering-Sorensen test, and Astrand bicycle test. *Spine*, 26, 771-777.

Kumar, S. & Mital, A. (1996). *Electromyogr Ergonomics*. London: Taylor & Francis.

Kumar, S., Fagarasanu, M., Narayan, Y., & Prasad, N. (2006). Measures of localized spinal muscle fatigue. *Ergonomics*, 49, 1092-1110.

Lariviere, C., Gravel, D., Gagnon, D., Gardiner, P., Bertrand, A. A., & Gaudreault, N. (2006). Gender influence on fatigability of back muscles during intermittent isometric contractions: a study of neuromuscular activation patterns. *Clin Biomech (Bristol, Avon.)*, 21, 893-904.

Lawrence, J. H. & De Luca, C. J. (1983). Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. *J Appl Physiol*, 54, 1653-1659.

Lee, C., Minamitani, H., Ju, K., Wakano, K., Onishi, S., & Yamazaki, H. (1996). Fatigue evaluation of lumbar muscles during repeated dynamic trunk exercise. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 36, 237-245.

Leino, P. & Hasan, J. (1987). Trunk muscle function and low back disorders: a ten-year follow-up study. *J Chronic Diseases*, 40, 289-296.

Leinonen, V., Kankaanpaa, M., Airaksinen, O., & Hanninen, O. (2000). Back and hip extensor activities during trunk flexion/extension: effects of low back pain and rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil*, 81, 32-37.

Lieber, R. L. & Bodine-Fowler, S. C. (1993). Skeletal muscle mechanics: implications for rehabilitation. *Phys Ther*, 73, 844-856.

Lindstrom, L., Magnusson, R., & Petersen, I. (1970). Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signals. *Electromyogr*, 341-356.

Liu, Y. K., Laborde, J. M., & Van Buskirk, W. C. (1971). Inertial properties of a segmented cadaver trunk: their implications in acceleration injuries. *Aerospace Medicine*, 650-657.

Loisel, P., Durand, M. J., Berthelette, D., Vézina, N., Baril, R., Gagnon, D. et al. (2001). Disability prevention. New paradigm for the management of occupational back pain. *Disease Management and Health Outcomes*, 9, 351-360.

Luoto, S., Heliovaara, M., Hurri, H., & Alaranta, H. (1995). Static back endurance and the risk of low-back pain. *Clin Biomech*, 10, 323-324.

MacIsaac, D., Parker, P. A., & Scott, R. N. (2001). The short-time Fourier transform and muscle fatigue assessment in dynamic contractions. *J Electromyogr Kinesiol*, 11, 439-449.

Manniche, C., Hesselsoe, G., Bentzen, L., Christensen, I., & Lundberg, E. (1988). Clinical trial of intensive muscle training for chronic low back pain. *The Lancet*, 1473-1476.

Manniche, C., Lundberg, E., Christensen, I., Bentzen, L., & Hesselsoe, G. (1991). Intensive dynamic back exercises for chronic low back pain: a clinical trial. *Pain*, 47, 53-63.

Manniche, C., Asmussen, K., Lauritsen, B., Vinterberg, H., Karbo, H., Abildstrup, S. et al. (1993). Intensive dynamic back exercises with or without hyperextension in chronic back pain after surgery for lumbar disc protrusion. A clinical trial. *Spine*, 18, 560-567.

Manniche, C. (1996). Clinical benefit of intensive dynamic exercises for low back pain. *Scand J Med Sci Sports*, 6, 82-87.

Mannion, A. F., Connolly, B., Wood, K., & Dolan, P. (1997). The use of surface EMG power spectral analysis in the evaluation of back muscle function. *J Rehabil Res Devel*, 34, 427-439.

Mannion, A. F. & Dolan, P. (1994). Electromyographic median frequency changes during isometric contraction of the back extensors to fatigue. *Spine*, 19, 1223-1229.

Mannion, A. F., Dumas, G. A., Cooper, R. G., Espinosa, F. J., Faris, M. W., & Stevenson, J. M. (1997). Muscle fibre size and type distribution in thoracic and lumbar regions of erector spinae in healthy subjects without low back pain: normal values and sex differences. *J Anat*, 190, 505-513.

Mannion, A. F., Weber, B. R., Dvorak, J., Grob, D., & Muntener, M. (1997). Fibre type characteristics of the lumbar paraspinal muscles in normal healthy subjects and in patients with low back pain. *J Orthopaedic Res*, 15, 881-887.

Mannion, A. F., Kaser, L., Weber, E., Rhyner, A., Dvorak, J., & Muntener, M. (2000). Influence of age and duration of symptoms on fibre type distribution and size of the back muscles in chronic low back pain patients. *Eur Spine J*, 9, 273-281.

Mathiassen, S. E., Winkel, J., & Hagg, G. M. (1995). Normalization of surface EMG amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic studies - A review. *J Electromyogr Kinesiol*, 5, 197-226.

Mayer, J. M., Graves, J. E., Robertson, V. L., Pierra, E. A., Verna, J. L., & Ploutz-Snyder, L. L. (1999). Electromyographic activity of the lumbar extensor muscles: effect of angle and hand position during Roman chair exercise. *Arch Phys Med Rehabil*, 80, 751-755.

Mayer, J. M., Verna, J. L., Manini, T. M., Mooney, V., & Graves, J. E. (2002). Electromyographic activity of the trunk extensor muscles: effect of varying hip position and lumbar posture during Roman chair exercise. *Arch Phys Med Rehabil*, 83, 1543-1546.

McGill, S. M. (1998). Low back exercises: evidence for improving exercise regimens. *Phys Ther*, 78, 754-765.

McGill, S. M. (2002). *Low Back Disorders. Evidence-Based Prevention and Rehabilitation*. USA: Human Kinetics.

McNeil, T., Warwick, D., Andersson, G., & Schultz, A. (1980). Trunk strengths in attempted flexion, extension, and lateral bending in healthy subjects and patients with low-back disorders. *Spine*, 5, 529-538.

Mendler, H. M. (1967). Effect of stabilization on maximum isometric knee extensor force. *Phys Ther*, 47, 375-379.

Merletti, R., Farina, D., & Rainoldi, A. (2004). Myoelectric Manifestations of Muscle Fatigue. In S.Kumar (Ed.), *Muscle Strength* (pp. 393-419). Boca Raton.

Merletti, R. & Parker, P. (2004). *Electromyography. Physiology, Engineering and Noninvasive Applications*. Hoboken, N.J.: IEEE.

Miller, A. E. J., MacDougall, J. D., Tarnopolsky, M. A., & Sale, D. G. (1993). Gender differences in strength and muscle fiber characteristics. *Eur J Appl Physiol*, 66, 254-262.

Mirka, G. A. (1991). The quantification of EMG normalization error. *Ergonomics*, 34, 343-352.

Moffroid, M. T., Haugh, L. D., Haig, A. J., Henry, S. M., & Pope, M. H. (1993). Endurance training of trunk extensor muscles. *Phys Ther*, 73, 10-17.

Moritani, T. & Muro, M. (1987). Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction. *Eur J Appl Physiol*, 56, 260-265.

Nachemson, A. L. & Jonsson, E. (2000). Neck and Low Back Pain. The Scientific Evidence of Causes, Diagnosis, and Treatment. In (Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

Nachemson, A. L. (1999). Back Pain: Delimiting the Problem in the Next Millennium. *International Journal of Law and Psychiatry*, 22, 473-490.

Nadeau, S., Gravel, D., Arsenault, A. B., & Bourbonnais, D. (1996). A mechanical model to study the relationship between gait speed and muscular strength. *IEEE Trans Rehabil Eng*, 4, 386-394.

Nemeth, G., Ekholm, J., Arborelius, U. P., Harms-Ringdahl, K., & Schuldt, K. (1983). Influence of knee flexion on isometric hip extensor strength. *Scand J Rehabil Med*, 15, 97-101.

Nemeth, G. & Ohlsen, H. (1985). In vivo moment arm lengths for hip extensor muscles at different angles of hip flexion. *J Biomech*, 18, 129-140.

Newton, M. & Waddell, G. (1993). Trunk strength testing with iso-machines. Part 1: Review of a decade of scientific evidence. *Spine*, 18, 801-811.

Ng, J. K. F., Richardson, C. A., Kippers, V., & Parnianpour, M. (1998). Relationship between muscle fiber composition and functional capacity of back muscles in healthy subjects and patients with back pain. *JOSPT*, 27, 389-402.

Nicolaisen, T. & Jorgensen, K. (1985). Trunk strength, back muscle endurance and low-back trouble. *Scand J Rehabil Med*, 17, 121-127.

Novak, G. J., Shipplein, O. D., Trafimow, J. H., & Andersson, G. B. J. (1993). Influence of erector spinae muscle fatigue on the lumbo-sacral moment during lifting. *Eur J Exp Musculoskel Res*, 2, 39-44.

Oddsson, L., Moritani, T., Andersson, E., & Thorstensson, A. (1991). Differences between males and females in EMG and fatiguability of lumbar back muscles. In P.A.Anderson, D. J. Hobart, & J. V. Danoff (Eds.), *Electromyographical Kinesiology* (pp. 295-298). Elsevier Science Publisher (Biomedical Division).

Oddsson, L. I. & De Luca, C. J. (2003). Activation imbalances in lumbar spine muscles in the presence of chronic low back pain. *J Appl Physiol*, 94, 1410-1420.

Panjabi, M. M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Dis*, 5, 383-389.

Petersen, C. M., Amundsen, L. R., & Schendel, M. J. (1987a). Comparison of the effectiveness of two pelvic stabilization systems on pelvic movement during maximal isometric trunk extension and flexion muscle contractions. *Phys Ther*, 67, 534-541.

Petersen, C. M., Amundsen, L. R., & Schendel, M. J. (1987b). Effects of pelvic and lower extremity stabilization on isometric trunk extension and flexion muscle strength. *JOSPT*, 9, 111-117.

Plamondon, A., Serresse, O., Boyd, K., Ladouceur, D., & Desjardins, P. (2002). Estimated moments at L5/S1 level and muscular activation of back extensors for six prone back extension exercises in healthy individuals. *Scand J Med Sci Sports*, 12, 81-89.

Plamondon, A., Trimble, K., Lariviere, C., & Desjardins, P. (2004). Back muscle fatigue during intermittent prone back extension exercise. *Scand J Med Sci Sports*, 14, 221-230.

Ralston, H. J., Immann, V. T., Strait, L. A., & Shaffrath, M. D. (1947). Mechanics of human isolated voluntary muscle. *American J Physiol*, 151, 612-620.

Richard, G. & Currier, D. P. (1977). Back stabilization during knee strengthening exercise. *Phys Ther*, 57, 1013-1015.

Roy, S. H., De Luca, C. J., & Casavant, D. A. (1989). Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. *Spine*, 14, 992-1001.

Roy, S. H., De Luca, C. J., Emley, M., Oddsson, L. I. E., Buijs, R. J. C., Levins, J. A. et al. (1997). Classification of back muscle impairment based on the surface electromyographic signal. *J Rehabil Res Devel*, 34, 405-414.

Sadoyama, T., Masuda, T., Miyata, H., & Katsuda, S. (1988). Fibre conduction velocity and fibre composition in human vastus lateralis. *Eur J Appl Physiol*, 57, 767-771.

Sahlin, K. (1992). Metabolic factors in fatigue. *Sports Med*, 13, 99-107.

Samar, V. J., Bopardikar, A., Rao, R., & Swartz, K. (1999). Wavelet analysis of neuroelectric waveforms: a conceptual tutorial. *Brain Lang*, 66, 7-60.

San Juan, J. G., Yaggie, J. A., Levy, S. S., Mooney, V., Udermann, B. E., & Mayer, J. M. (2005). Effects of pelvic stabilization on lumbar muscle activity during dynamic exercise. *J Strength Cond Res*, 19, 903-907.

Schäffler, A. & Schmidt, S. (1998). *Anatomie, Physiologie, Biologie à l'usage des professions de la santé*. Paris: Maloine.

Sirca, A. & Kostevc, V. (1985). The fibre type composition of thoracic and lumbar paravertebral muscles in man. *J Anat*, 141, 131-137.

Sjogaard, G. (1987). Muscle fatigue. *Med Sports Sci*, 26, 98-109.

Slade, S. C. & Keating, J. L. (2006). Trunk-strengthening exercises for chronic low back pain: a systematic review. *J Manipulative Physiol Ther*, 29, 163-173.

Smeets, R. J., Vlaeyen, J. W., Kester, A. D., & Knottnerus, J. A. (2006a). Reduction of pain catastrophizing mediates the outcome of both physical and cognitive-behavioral treatment in chronic low back pain. *J Pain*, 7, 261-271.

Smeets, R. J., Wade, D., Hidding, A., Van Leeuwen, P. J., Vlaeyen, J. W., & Knottnerus, J. A. (2006b). The association of physical deconditioning and chronic low back pain: a hypothesis-oriented systematic review. *Disabil Rehabil*, 28, 673-693.

Smidt, G., Herring, T., Amundsen, L., Rogers, M., Russell, A., & Lehmann, T. (1983). Assessment of abdominal and back extensor function. A quantitative approach and results for chronic low-back patients. *Spine*, 8, 211-219.

Smidt, N., de Vet, H. C., Bouter, L. M., Dekker, J., Arendzen, J. H., De Bie, R. A. et al. (2005). Effectiveness of exercise therapy: a best-evidence summary of systematic reviews. *Aust J Physiother*, 51, 71-85.

Smith, L. K., Weiss, E.L., & Don Lehmkuhl, K. (1996). *Brunnstrom's clinical kinesiology*. (5 th ed. ed.) Philadelphia: F.A. Davis.

Smith, S. S., Mayer, T. G., Gatchel, R. J., & Becker, T. J. (1985). Quantification of lumbar function. Part 1: Isometric and multispeed isokinetic trunk strength measures in sagittal and axial planes in normal subjects. *Spine*, 10, 757-764.

Sparto, P. J., Parnianpour, M., Barria, E. A., & Jagadeesh, J. M. (1999). Wavelet analysis of electromyography for back muscle fatigue detection during isokinetic constant-torque exertions. *Spine*, 24, 1791-1798.

Sparto, P. J., Parnianpour, M., Barria, E. A., & Jagadeesh, J. M. (2000). Wavelet and short-time Fourier transform analysis of electromyography for detection of back muscle fatigue. *IEEE Trans.Rehabil Eng*, 8, 433-436.

Sparto, P. J., Parnianpour, M., Marras, W. S., Granata, K. P., Reinsel, T. E., & Simon, S. (1997). Neuromuscular trunk performance and spinal loading during a fatiguing isometric trunk extension with varying torque requirements. *Spine*, *10*, 145-156.

Stephens, J. A. & Stuart, D. G. (1975). The motor units of cat medial gastrocnemius: speed-size relations and their significance for the recruitment order of motor units. *Brain Research*, *91*, 177-195.

Stokes, M. & Young, A. (1984). The contribution of reflex inhibition to arthrogenous muscle weakness. *Clin Sci*, *67*, 7-14.

Taylor, N. A., Sanders, R. H., Howick, E. I., & Stanley, S. N. (1991). Static and dynamic assessment of the Biodex dynamometer. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, *62*, 180-188.

Tesch, P. A. & Wright, J. E. (1983). Recovery from short term intense exercise: its relation to capillary supply and blood lactate concentration. *Eur J Appl Physiol*, *52*, 98-103.

Thorstensson, A. & Carlson, H. (1987). Fibre types in human lumbar back muscles. *Acta Physiologica Scandinavica*, *131*, 195-202.

Udermann, B. E., Graves, J. E., Donelson, R. G., Ploutz-Syder, L., Boucher, J. P., & Iriso, J. H. (1999). Pelvic restraint effect on lumbar gluteal and hamstring muscle electromyographic activation. *Arch Physl MedRehabil*, *80*, 428-431.

van Dieen, J. H., Selen, L. P., & Cholewicki, J. (2003). Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. *J Electromyogr Kinesiol*, *13*, 333-351.

van Tulder, M., Malmivaara, A., Esmail, R., & Koes, B. (2000). Exercise therapy for low back pain. A systematic review within the framework of the Cochrane collaboration back review group. *Spine*, 25, 2784-2796.

van Wingerden, J. P., Vleeming, A., Snijders, C. J., & Stoeckart, R. (1993). A functional-anatomical approach to the spine-pelvis mechanism: interaction between the biceps femoris muscle and the sacrotuberous ligament. *Eur Spine J*, 2, 140-144.

Vlaeyen, J. W. S. & Linton, S. J. (2000). Fear-avoidance and its consequences in chronic musculoskeletal pain: a state of the art. *Pain*, 85, 317-332.

Vleeming, A., Pool-Goudzwaard, A. L., Hammudoghlu, D., Stoeckart, R., Snijders, C., & Mens, J. M. A. (1996). The Function of the Long Dorsal Sacroiliac Ligament. Its Implication for Understanding Low back Pain. *Spine*, 21, 556-562.

Vleeming, A., Pool-Goudzwaard, A. L., Stoeckart, R., van Wingerden, J. P., & Snijders, C. J. (1995). The posterior layer of the thoracolumbar fascia. Its function in load transfer from spine to legs. *Spine*, 20, 753-758.

Vollestad, N. K. (1997). Measurement of human muscle fatigue. *J Neurosci Methods*, 74, 219-227.

von Tscharnner, V. (2000). Intensity analysis in time-frequency space of surface myoelectric signals by wavelets of specified resolution. *J Electromyogr Kinesiol*, 10, 433-445.

vonTscharner, V. & Goepfert, B. (2006). Estimation of the interplay between groups of fast and slow muscle fibers of the tibialis anterior and gastrocnemius muscle while running. *J Electromyogr Kinesio.*, 16, 188-197.

Vuori, I. M. (2001). Dose-response of physical activity and low back pain, osteoarthritis, and osteoporosis. *Med Sci Sports Exerc*, 33, S551-S586.

Waddell, G., Burton, A. K., & Main, C. J. (2003). *Screening to identify people at risk of long-term incapacity for work*. UK: The Royal Society of Medicine Press.

Walsworth, M. (2004). Lumbar paraspinal electromyographic activity during trunk extension exercises on two types of exercise machines. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 44, 201-207.

Waters, R. L., Perry, J., McDaniels, J. M., & House, K. (1974). The relative strength of the hamstrings during hip extension. *J Bone Joint Surg Am*, 56, 1592-1597.

Yang, J. F. & Winter, D. A. (1984). Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. *Arch Phys Med Rehabil*, 65, 517-521.

Zakaria, D., Kramer, J. F., & Harburn, K. L. (1996). Reliability of non-normalized and normalized integrated EMG during maximal isometric contractions in females. *J Electromyogr Kinesiol*, 6, 129-135.

ANNEXE A: Formulaires de consentement

Identification :

Nom : _____ **Date de naissance :** _____ **No. de dossier :** _____

TITRE DU PROJET : Évaluation de la spécificité de différents exercices d'endurance des muscles dorsaux chez des gens présentant une lombalgie (étude 1).

RESPONSABLES : Christian Larivière, A Bertrand Arsenault, André Plamondon, Sylvie Nadeau

DESCRIPTION DU PROJET ET DE SES OBJECTIFS :

Les personnes souffrant de maux de dos chroniques démontrent généralement une diminution de l'endurance des muscles du dos. Il apparaît important d'entraîner les muscles du dos de manière à retrouver une endurance adéquate, ce qui permettrait de protéger le dos contre d'éventuelles rechutes. Le présent projet de recherche vise à déterminer quels types d'exercices permettent de mieux entraîner les muscles du dos. Le projet se réalisera en trois étapes et impliquera 76 personnes. Votre participation est requise pour la **première étape** du projet, ce qui nécessite une séance d'évaluation en laboratoire. L'objectif visé dans cette étape est de développer des méthodes de mesure pour évaluer l'efficacité des différents exercices à entraîner les muscles du dos.

NATURE ET DURÉE DE LA PARTICIPATION :

La séance d'expérimentation durera entre 2 et 3 heures et sera réalisée au centre de recherche (4^e étage) de l'Institut de réadaptation de Montréal. Lors de la journée où je serai évalué (e), je devrai m'abstenir de consommer de la caféine sous toutes ses formes (café, thé, boisson gazeuse, chocolat) ou de l'alcool avant la séance de mesure. Je devrai d'abord répondre à trois questionnaires (15 minutes) portant sur vos aptitudes à la pratique de l'activité physique, la quantité d'activité physique dans vos loisirs et au travail ainsi que des questions relatives à votre latéralité (gaucher, droitier). Ensuite, des électrodes seront placées sur ma peau vis-à-vis différents muscles du dos, des fessiers et des cuisses et des capteurs de mouvement seront positionnés sur ma hanche droite et dans le bas du dos (30 minutes). Par après, une période de familiarisation avec les tâches à exécuter me permettra d'échauffer mes muscles adéquatement. On me demandera par la suite de réaliser des contractions maximales de mes muscles du dos et des hanches (6 en tout) ainsi que de fléchir mon dos au maximum (en position debout) afin de calibrer les capteurs de mouvement. Finalement, je devrai exécuter les tâches spécifiques à cette étape de la recherche. Je serai d'abord placé (e) en position assise dans un appareil (dynamomètre) permettant de mesurer les efforts au dos (voir illustration en annexe). La tâche consistera à réaliser des cycles de flexion-extension du tronc (30 cycles / min) avec une charge d'intensité modérée jusqu'à ce que je ne sois plus capable de soulever la charge demandée ou de suivre la cadence. Cela devrait prendre quelques minutes (1-5 minutes).

AVANTAGES PERSONNEL POUVANT DÉCOULER DE MA PARTICIPATION :

Je ne retirerai personnellement pas d'avantage à participer à cette étude, les effets d'entraînement produit par ces séances d'exercices n'ayant pas encore eu le temps de produire leurs effets bénéfiques sur ma santé. Toutefois, j'aurai contribué à l'avancement de la science.

INCONVÉNIENTS PERSONNELS ET RISQUES POUVANT DÉCOULER DE MA PARTICIPATION :

Il est possible que les exercices produisent des courbatures musculaires au niveau de mon dos de 24 à 48 heures suivant les évaluations. Si c'est le cas, la douleur ressentie devrait être légère à modérée, ce qui fera que vos muscles pourront être sensibles lors de l'exécution de certaines actions impliquant vos jambes et votre dos. Il est aussi possible que des allergies cutanées apparaissent, dues à la pose des électrodes, même si les collerettes utilisées sont hypo-allergènes. Le positionnement de certaines électrodes peut nécessiter le rasage des poils sur de petites surfaces de la peau (surfaces de 1.5 pouce par 1.5 pouce). Ces électrodes ne comportent pas d'aiguilles et aucune douleur ne peut être ressentie. Ces opérations sont faites selon les plus strictes règles d'hygiène (rasoirs jetables, stérilisation des électrodes).

ACCÈS À MON DOSSIER MÉDICAL : Ne s'applique pas dans votre cas

CONFIDENTIALITÉ ET UTILISATION DES RÉSULTATS :

La confidentialité des informations recueillies sera assurée conformément aux dispositions de la Loi sur l'Accès à l'Information. Les informations recueillies ne seront utilisées qu'aux seules fins de cette étude. Votre dossier sera codé de façon à ce qu'il demeure anonyme. Les données nominales (nom et adresse) seront conservées dans un fichier séparé (sous clé dans un classeur de notre laboratoire), accessible seulement par les responsables du projet, et détruite après une période de 5 ans. Cependant, j'accepte que les informations recueillies puissent être utilisées pour fins de communications scientifiques, professionnelles et d'enseignement. Il est entendu que les résultats de l'étude sont divulgués de manière à ce que rien ne permette de m'identifier.

RETRAIT DE LA PARTICIPATION DU SUJET :

Il est entendu que ma participation à ce projet de recherche est volontaire et que je pourrai, en tout temps, y mettre fin et sans que cela n'affecte les soins et services de santé (le cas échéant) que je reçois ou recevrai à l'Institut de réadaptation de Montréal.

CLAUSE DE RESPONSABILITÉ :

En acceptant de participer à cette étude, je ne renonce à aucun de mes droits ni ne libère les chercheurs, le commanditaire ou les institutions impliquées de leurs obligations légales et professionnelles.

INDEMNITÉ COMPENSATOIRE :

Une indemnité compensatoire de 50\$ me sera donnée après chaque séance où je serai impliqué(e). Ce montant me servira à ma discrétion pour couvrir les frais de déplacements et de restaurants encourus par ma participation.

PERSONNES RESSOURCE :

La personne ressource attitrée à ce projet est Rubens Da Silva et peut être rejoint au CRIR/Site de recherche IRM, 6300 avenue Darlington, Montréal (Québec) H3S 2J4. Tél. : (514) 340-2078. Télécopieur : (514) 340-2154.

Si vous avez des questions sur vos droits et recours ou sur votre participation à ce projet de recherche, vous pouvez communiquer avec Me Anik Nolet, coordonnatrice à l'éthique de la recherche des établissements du CRIR au (514) 527-4527 poste 2643 ou par courriel à l'adresse suivante [REDACTED]

CONSENTEMENT

Je déclare avoir lu et compris le présent projet, la nature et l'ampleur de ma participation, ainsi que les risques auxquels je m'expose tels que présentés dans le présent formulaire. J'ai eu l'occasion de poser toutes les questions concernant les différents aspects de l'étude et de recevoir des réponses à ma satisfaction.

Je, soussigné(e), accepte volontairement de participer à cette étude. Je peux me retirer en tout temps sans préjudice d'aucune sorte. Je certifie qu'on m'a laissé le temps voulu pour prendre ma décision et je sais qu'une copie de ce formulaire figurera dans mon dossier médical.

Une copie signée de ce formulaire d'information et de consentement doit m'être remise.

NOM DU SUJET**SIGNATURE**

NOM DU CHERCHEUR OU DE SON REPRÉSENTANT

Fait à _____, le _____ 20__.

ENGAGEMENT DU CHERCHEUR

Je, soussigné (e), _____, certifie (a) avoir expliqué au signataire les termes du présent formulaire, (b) avoir répondu aux questions qu'il m'a posées à cet égard, (c) lui avoir clairement indiqué qu'il reste, à tout moment, libre de mettre un terme à sa participation au projet de recherche décrit ci-dessus, et (d) que je lui remettrai une copie signée et datée du présent formulaire.

Signature du responsable du projet
ou de son représentant

Fait à _____, le _____ 20__.

(A ÊTRE COMPLÉTÉ EN TROIS EXEMPLAIRES)

ANNEXE

Description des exercices réalisés dans cette étude

Description de l'exercice :

- **Charge** : déterminée en fonction de la pesanteur du tronc (équivalent à environ 40-50 % de la force maximale)
- **Amplitude de mouvement** : 40 degrés
- **Fréquence** : 15 cycles / minute
- **Durée** : De manière à faire le plus de cycles (répétitions) possibles (1 à 5 minutes environ)

Dynamomètre Biodex



Identification :

Nom : _____ Date de naissance : _____ No. de dossier : _____

TITRE DU PROJET : Évaluation de la spécificité de différents exercices d'endurance des muscles dorsaux chez des gens présentant une lombalgie.

RESPONSABLES : Christian Larivière, A Bertrand Arsenaault, André Plamondon, Sylvie Nadeau

DESCRIPTION DU PROJET ET DE SES OBJECTIFS :

Les personnes souffrant de maux de dos chroniques démontrent généralement une diminution de l'endurance des muscles du dos. Il apparaît important d'entraîner les muscles du dos de manière à retrouver une endurance adéquate, ce qui permettrait de protéger le dos contre d'éventuelles rechutes. Le présent projet de recherche vise à déterminer quels types d'exercices permettent de mieux entraîner les muscles du dos. Le projet se réalisera en trois étapes et impliquera 76 personnes. Votre participation est requise pour la **deuxième étape** du projet, ce qui nécessite deux séances d'évaluation en laboratoire. L'objectif visé dans cette étape est d'identifier les exercices qui permettent de minimiser l'action des extenseurs de la hanche tout en maximisant l'action des muscles du dos.

NATURE ET DURÉE DE LA PARTICIPATION :

Les deux séances d'expérimentation, séparées de 3 à 10 jours, dureront entre 2 et 3 heures et seront réalisées au centre de recherche (4^e étage) de l'Institut de réadaptation de Montréal. Lors de chaque journée où je serai évalué (e), je devrai m'abstenir de consommer de la caféine sous toutes ses formes (café, thé, boisson gazeuse, chocolat) ou de l'alcool avant la séance de mesure. **À la première séance**, je devrai d'abord répondre à trois questionnaires (15 minutes) portant sur vos aptitudes à la pratique de l'activité physique, la quantité d'activité physique dans vos loisirs et au travail ainsi que des questions relatives à votre latéralité (gaucher, droitier). Ensuite, je me familiariserai avec les exercices qui seront réalisés à la deuxième séance. Finalement, après ce petit échauffement, on me demandera de réaliser des contractions maximales de mes muscles du dos et des hanches (environ 24 en tout, avec des périodes de repos). **À la deuxième séance**, des électrodes seront placées sur ma peau vis-à-vis différents muscles du dos, des fessiers et des cuisses et des capteurs de mouvement seront positionnés sur mes cuisses et dans le dos (30 minutes). Après quelques tâches d'échauffement, on me demandera par la suite de fléchir mon dos au maximum (en position debout et assise) afin de calibrer les capteurs de mouvement et de réaliser des contractions maximales de mes muscles du dos et des hanches (12 en tout). Finalement, je devrai exécuter les tâches spécifiques à cette étape de la recherche (voir illustrations en annexe). Je devrai exécuter 9 différents exercices au dos avec une période de repos (4 à 5 minutes) entre chaque exercice. Chaque exercice consistera à exécuter 5 cycles d'effort au dos d'une durée de 4 secondes avec des charges d'une intensité modérée estimée environ à 50% de votre capacité.

AVANTAGES PERSONNEL POUVANT DÉCOULER DE MA PARTICIPATION :

Je ne retirerai personnellement pas d'avantage à participer à cette étude, les effets d'entraînement produit par ces séances d'exercices n'ayant pas encore eu le temps de produire leurs effets bénéfiques sur ma santé. Toutefois,

j'aurai contribué à l'avancement de la science.

INCONVÉNIENTS PERSONNELS ET RISQUES POUVANT DÉCOULER DE MA PARTICIPATION :

Il est possible que les exercices produisent des courbatures musculaires au niveau de mon dos de 24 à 48 heures suivant les évaluations. Si c'est le cas, la douleur ressentie devrait être légère à modérée, ce qui fera que vos muscles pourront être sensibles lors de l'exécution de certaines actions impliquant vos jambes et votre dos. Il est aussi possible que des allergies cutanées apparaissent, dues à la pose des électrodes, même si les collerettes sont hypo-allergènes. Le positionnement de certaines électrodes peut nécessiter le rasage des poils sur de petites surfaces de la peau (surfaces de 1.5 pouce). Ces électrodes ne comportent pas d'aiguilles et aucune douleur ne peut être ressentie. Ces opérations sont faites selon les plus strictes règles d'hygiène (rasoirs jetables, stérilisation des électrodes).

ACCÈS À MON DOSSIER MÉDICAL : Ne s'applique pas dans votre cas

CONFIDENTIALITÉ ET UTILISATION DES RÉSULTATS :

La confidentialité des informations recueillies sera assurée conformément aux dispositions de la Loi sur l'Accès à l'Information. Les informations recueillies ne seront utilisées qu'aux seules fins de cette étude. Votre dossier sera codé de façon à ce qu'il demeure anonyme. Les données nominales (nom et adresse) seront conservées dans un fichier séparé (sous clé dans un classeur de notre laboratoire), accessible seulement par les responsables du projet, et détruite après une période de 5 ans. Cependant, j'accepte que les informations recueillies puissent être utilisées pour fins de communications scientifiques, professionnelles et d'enseignement. Il est entendu que les résultats de l'étude sont divulgués de manière à ce que rien ne permette de m'identifier.

RETRAIT DE LA PARTICIPATION DU SUJET :

Il est entendu que ma participation à ce projet de recherche est volontaire et que je pourrai, en tout temps, y mettre fin et sans que cela n'affecte les soins et services de santé (le cas échéant) que je reçois ou recevrai à l'Institut de réadaptation de Montréal.

CLAUSE DE RESPONSABILITÉ :

En acceptant de participer à cette étude, je ne renonce à aucun de mes droits ni ne libère les chercheurs, le commanditaire ou les institutions impliquées de leurs obligations légales et professionnelles.

INDEMNITÉ COMPENSATOIRE :

Une indemnité compensatoire de 50\$ me sera donnée après chaque séance où je serai impliqué (e). Ce montant me servira à ma discrétion pour couvrir les frais de déplacements et de restaurants encourus par ma participation.

PERSONNES RESSOURCE :

La personne ressource attitrée à ce projet est Rubens Da Silva et peut être rejoint au CRIR/Site de recherche IRM, 6300 avenue Darlington, Montréal (Québec) H3S 2J4. Tél. : (514) 340-2078. Télécopieur : (514) 340-2154.

Si vous avez des questions sur vos droits et recours ou sur votre participation à ce projet de recherche, vous pouvez communiquer avec Me Anik Nolet, coordonnatrice à l'éthique de la recherche des établissements du CRIR au (514) 527-4527 poste 2643 ou par courriel à l'adresse suivante: [REDACTED]

CONSENTEMENT

Je déclare avoir lu et compris le présent projet, la nature et l'ampleur de ma participation, ainsi que les risques auxquels je m'expose tels que présentés dans le présent formulaire. J'ai eu l'occasion de poser toutes les questions concernant les différents aspects de l'étude et de recevoir des réponses à ma satisfaction.

Je, soussigné(e), accepte volontairement de participer à cette étude. Je peux me retirer en tout temps sans préjudice d'aucune sorte. Je certifie qu'on m'a laissé le temps voulu pour prendre ma décision et je sais qu'une copie de ce formulaire figurera dans mon dossier médical.

Une copie signée de ce formulaire d'information et de consentement doit m'être remise.

NOM DU SUJET**SIGNATURE**

NOM DU CHERCHEUR OU DE SON REPRÉSENTANT

Fait à _____, le _____ 20__.

ENGAGEMENT DU CHERCHEUR

Je, soussigné (e), _____, certifie (a) avoir expliqué au signataire les termes du présent formulaire, (b) avoir répondu aux questions qu'il m'a posées à cet égard, (c) lui avoir clairement indiqué qu'il reste, à tout moment, libre de mettre un terme à sa participation au projet de recherche décrit ci-dessus, et (d) que je lui remettrai une copie signée et datée du présent formulaire.

Signature du responsable du projet
ou de son représentant

Fait à _____, le _____ 20__.

(A ÊTRE COMPLÉTÉ EN TROIS EXEMPLAIRES)

ANNEXE

Description des exercices réalisés dans la séance 2 de cette étude

Premièrement : 12 contractions maximales dans le dynamomètre Biodex (hanche et dos)

Description de l'exercice :

- **Charge** : effort maximal
- **Nombre de répétitions** : 1 par exercice maximal
- **Repos** : 2 minutes entre chaque contraction

Dynamomètre Biodex



Muscles à la hanche



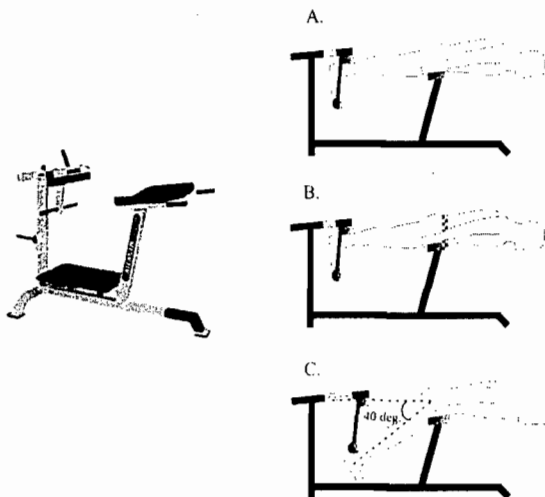
Muscles dorsaux

Deuxièmement : 6 exercices de flexion-extension (5 minutes de repos entre chaque exercices)

Trois exercices en position couchée (A-B-C)

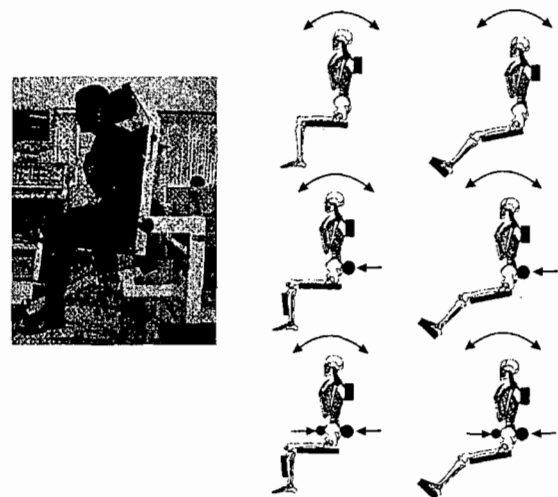
Six exercices en position assise (A-B-C)

Charge : pesanteur du tronc
Amplitude de mouvement : maximale
Nombre de répétitions : 5
Durée : 20 sec./exercice (pour les 5 répétitions)



Appareil Atlantis D-127 3 modes opératoires

Charge : 50% force max. déterminée dans l'appareil
Amplitude de mouvement : maximale
Nombre de répétitions : 5
Durée : 20 sec. / exercice (pour les 5 répétitions)



Appareil Biodex 6 modes opératoires

ANNEXE B: Certificat d'éthique

ANNEXE C: Informations complémentaires méthodes

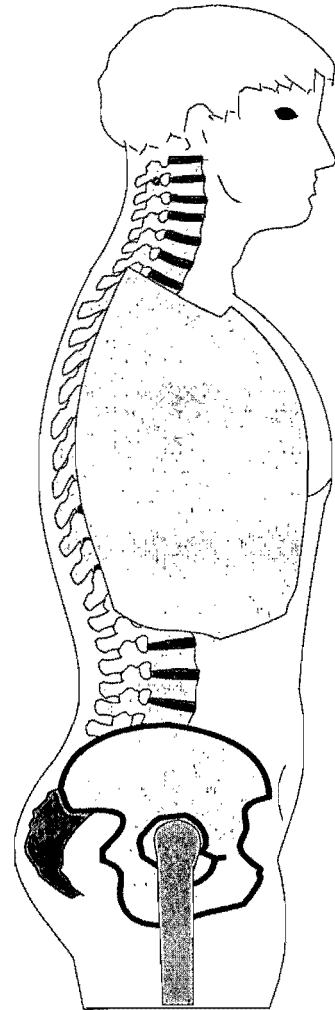
Participants recherchés

Hommes et femmes âgés entre 20 et 55 ans requis pour un projet de recherche. Une évaluation de la capacité musculaire de la région lombaire sera réalisée lors d'exercices conçus pour entraîner les muscles du dos.

Les évaluations se dérouleront à l'Institut de réadaptation de Montréal (6300 av. Darlington, Montréal).

Indemnité compensatoire : \$50 pour une séance d'évaluation d'une durée d'environ 2 à 3 heures.

Pour de plus amples renseignements, contacter Flavia Dell'Oso au (514) 340-2111 #3153 ou #2177.



ÉCHELLE DE BORG MODIFIÉE

Appréciation	Degré de perception de la fatigue		
0	absence totale de fatigue		
0.5	très très légère (à peine perceptible)		
1	très légère		
2	légère		
3	moyenne		
4	assez importante		
5	importante		
6			
7	très importante		
8			
9	très très importante		
10	fatigue maximale		

Échelle de Borg utilisée pour mesurer la perception subjective de la fatigue dans le volet I de cette thèse. Échelle modifiée et validée par Dederling et coll. (1999).

Estimation du moment généré par la masse du tronc (Charge utilisée dans le protocole du volet I)

La charge fonctionnelle dans le volet I était déterminée en fonction de deux fois le moment généré par la masse du tronc, plus spécifiquement à L5-S1. Bref, nous avons utilisé les données de de Leva (1996) qui a divisé le tronc en trois segments: (1) la partie inférieure comprise entre les hanches et L3-L4; (2) la partie médiane comprise entre L3-L4 et T9-T10; et la partie supérieure comprise entre T9-T10 et C7-T1. Toutefois, la division du tronc proposé par de Leva n'isole pas le bassin (hanches – L5-S1). Les données de Liu, Laborde, & Van Buskirk (1971) ont donc été utilisées pour faire les ajustements nécessaires. Ces données décrivent les propriétés physiques segmentaires ou PPS (masses, position relative du centre de masse) du tronc correspondant à chaque niveau vertébral. Les PPS correspondant aux segments vertébraux (L4, L5, T10, T11 et T12) ont été normalisés en fonction de la taille et du poids de sujet utilisé dans cette même étude (Liu et coll. 1971).

Selon les données de base tirées de de Leva et Liu, la masse relative totale du tronc par rapport à la masse totale du corps est estimée à 37%. La position relative du centre de masse du tronc est exprimée en fonction de la distance entre le milieu des hanches et le milieu des épaules (à partir des hanches), ce qui est estimée à 60% selon les données tirées de de Leva et Lieu. Nous avons donc développé un programme dans Matlab (v14) pour calculer le moment généré par la masse du tronc correspondant à L5-S1 et ceci pour chaque sujet de la présente étude.

Les données d'entrée dans le programme étaient les suivantes:

- 1) Masse de l'individu en kg (M). La masse relative du tronc est estimée à 37% de la masse totale du corps. Valeur en Newton ($\times 9.81$).
- 2) Longueur tronc par rapport à l'horizontale: hauteur acromion (HA) - hauteur hanches (HH), en mètre (m). Le centre de masse du tronc est estimé à 60 %, mesuré à partir de hanches.
- 3) Longueur hanche par rapport à l'horizontale: hauteur L5-S1 (HL5) - hauteur hanches (HH), en mètre (m).

Équation:

Moment estimé à L5-S1

$$ML5-S1 = (masse \times 0.37 \times 9.8) \times ((HA - HH) \times 0.60 - (HL5 - HH))$$

Charge fonctionnelle = $ML5-S1 \times 2$ (facteur de multiplication)

ANNEXE D: Déclaration des coauteurs

ANNEXE E: Preuves de soumission des articles